

Faculdade de Belas Artes da Universidade do Porto
Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



Desenvolvimento de Prótese para Amputação Trans-radial do Membro Superior Produção de Baixo Custo por Impressão 3D

Daniel de Sousa Ferreira

Dissertação submetida para a obtenção do grau
de Mestre em Design Industrial e de Produto

Doutora Teresa Margarida Guerra Pereira Duarte
Orientadora científica

Porto, 9 de Junho de 2016

Daniel de Sousa Ferreira, 2016

PRESIDENTE

Doutor Rui Mendonça

PROFESSOR AUXILIAR DA FACULDADE DE BELAS ARTES DA UNIVERSIDADE DO PORTO

ORIENTADORA

Doutora Teresa Margarida Duarte

PROFESSORA AUXILIAR DA FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO

ARGUENTE

Doutor Filipe José Palhares Chaves

PROFESSOR ADJUNTO DO INSTITUTO POLITÉCNICO DO CAVADO E DO AVE

20

07.07.2016

A falta de um membro acarreta severas implicações no nível e na qualidade de vida de um indivíduo. O desenvolvimento de uma prótese de baixo custo surge fundamentalmente com o intuito de melhorar a qualidade de vida dos amputados e, sobretudo, daqueles a quem o acesso a este produto é dificultado devido ao seu elevado custo.

Atualmente existem inúmeras próteses no mercado, que vão das mais simples, apenas com a função estética, às biônicas, capazes de produzir uma série de prensões através de motores que estão ligados aos músculos. Apesar de toda a tecnologia e progresso existente a este nível, os custos são elevados podendo uma prótese atingir facilmente os vinte mil euros.

Assim sendo o desenvolvimento de uma prótese de baixo custo, ainda que seja uma “mão plástica”, surge como resposta à inacessibilidade deste produto à população em geral.

O projeto apresentado emerge do projeto e-NABLE, cujo objetivo é o desenvolvimento de próteses, recorrendo à tecnologia de fabrico aditivo como processo de produção, tornando-se desta forma bastante acessíveis. Estas próteses funcionam através da flexão do pulso ou cotovelo. Este, quando é fletido, através de fios, provoca a flexão dos dedos e subsequentemente o fecho da prótese. Atualmente as próteses disponibilizadas pelo e-NABLE apresentam algumas limitações de movimento, problemas funcionais e estéticos.

Desta forma, o projeto apresentado visa superar as lacunas existentes neste âmbito, bem como melhorar alguns aspetos das próteses, através da conceção de diferentes soluções construtivas e de um *design* ergonómico.

Palavras-chave: *Design*; Prótese mecânica; Amputação Trans-radial; Fabrico Aditivo e Baixo Custo.

The absence of a limb entails severe implications to the level and quality of life of an individual. The development of a low-cost prosthesis in the context of this project is mainly motivated by the possibility to improve the quality of life of those with amputated limbs and, above all, to those who cannot support the costs associated to it.

Nowadays, there are numerous prostheses available in the market, from those which serve a mere aesthetics purpose, to the bionic ones, capable of performing a series of movements through motors connected to the patient's muscles. Despite the technology available and the progress that has already been achieved in the field, the costs associated to prostheses are incredibly high, and can easily reach twenty thousand euros.

As such, the development of a low cost prosthesis, even though it could be seen as simply a "plastic hand", can increase this product's availability to a larger population.

The project presented here is intimately related to the e-NABLE project. The latter is focused on developing prostheses resorting to additive manufacturing technology, which makes them significantly more affordable.

These prostheses work through the flexion of the wrist or elbow of the patient. When this occurs, through the wires installed in the prosthesis, it causes the fingers to flex equally, consequently closing the prosthesis. Currently, the prostheses made available by e-NABLE have some movement limitations, as well as functional and aesthetic problems.

Thus, this project attempts to overcome the gaps in this area, as well as improve some aspects of the prostheses available, by developing different constructive solutions and creating an ergonomic design.

Keywords: Design; mechanical prosthesis; transradial amputation; additive manufacture; low-cost

Dedicatória

Aos meus amigos, João Amaro, Leandro Marques e Tiago Oliveira, pelas experiências vividas, pelo companheirismo partilhado e pela inigualável e invejável amizade.

Agradecimentos

Agradeço à minha orientadora, a professora Teresa Duarte, por toda a dedicação, empenho e entusiasmo desde o primeiro ao último momento, pela excelente orientação e excelente pessoa que é. Ao professor Xavier Carvalho, pela sua pronta disponibilidade em ajudar e cooperar com o trabalho, bem como, pela partilha de conhecimento.

Ao Ricardo Pereira, ao Isaac Ferreira e ao Leonardo Santana, pela partilha de conhecimento.

À Doutora Helena Duro, que se disponibilizou em conhecer o projeto e mais tarde estabeleceu o contacto com o Hospital São João, onde resultou uma apresentação do trabalho.

À Doutora Sílvia Magalhães e ao Doutor Barroso do Hospital São João, pela oportunidade de expor o meu projeto, bem como o posterior contacto com o Hospital de Santo António. Ao Doutor Pedro Cantista, também pela oportunidade de expor o trabalho e pelo contacto do Doutor Carlos Quelhas e da Doutora Joana Ferreira, a quem agradeço pela prestável e indispensável participação no desenvolvimento do projeto.

À empresa Sinflex, em especial à Sr.^a Maria do Anjos, por toda a colaboração e pelo patrocínio de material para a elaboração de testes.

Aos meus amigos pela força e motivação que, cada um à sua maneira tão generosamente me deram: ao Hugo Santos, à Isa Teixeira, ao João Amaro, ao Leandro Marques, ao Leonardo Valente e ao Tiago Oliveira.

Aos meus avós e à minha irmã, por serem um exemplo a seguir, por todo o apoio incondicional e por sempre acreditarem em mim.

Por fim aos meus pais, a quem as palavras não chegam para descrever o quão agradecido me sinto por todos os sacrifícios que fizeram para que conseguisse chegar onde cheguei hoje e pelos valores que me inculcaram que certamente me fizeram ser quem sou hoje, obrigado.

A todos,

Obrigado.

*“É impossível fazer desaparecer a deficiência, mas podemos
fazer recuar os seus limites.”*

(DELLA-COURTIADE 1997)

I Parte - Introdução	2
1.1 Introdução	3
1.2 Motivação.....	5
1.3 Pertinência	7
1.4 A História do Projeto	8
1.5 Objetivos.....	12
1.6 Metodologia.....	13
II Parte - Revisão Bibliográfica	15
Capítulo 1 - Membro Superior	17
1.1 A Mão	19
1.2 Anatomia e Fisionomia	20
1.2.1 Introdução.....	20
1.2.2 Osteologia	21
1.2.3 Artrologia	23
1.2.4 Miologia	25
1.3 Antropometria	27
1.3.1 Introdução.....	27
1.3.2 Antropometria da mão.....	28
1.4 Os Movimentos do Corpo	29
1.5 Tipos de Preensão Executados pela Mão.....	31
1.6 Níveis de Amputação do Membro Superior	32
Capítulo 2 - Projeto e-NABLE	33
2.1 Introdução	35
2.2 Apresentação do Projeto e-NABLE	36
2.3 Projetos Desenvolvidos	37
Capítulo 3 - Próteses do Membro Superior	19
3.1 Introdução	41
3.2 Enquadramento Histórico	42
3.3 Evolução da Forma e dos Materiais	44
Capítulo 4 - Prospecção de Mercado de Próteses do Membro Superior	45
4.1 Introdução	47
4.2 Próteses do Membro Superior - O que Existe no Mercado	48
4.3 Próteses de Custo Elevado	67
4.3.1 Introdução.....	67
4.3.2 Análise da prótese Be-Bionic	68
4.3.3 Análise de uma prótese mecânica.....	69

4.4 Próteses de Baixo custo.....	70
4.4.1 Introdução	70
4.4.2 Análise da prótese Raptor Reloaded	71
Capítulo 5 - Fabrico Aditivo.....	73
5.1 Introdução	75
5.2 Enquadramento Histórico	76
5.3 O que é a Impressão 3D	77
5.4 Processos de Impressão 3D e Aplicações	78
5.4.1 Sistema de impressão FDM	79
5.4.2 Efeito de escada e tratamento de superfície	80
5.4.3 Densidades de enchimento e tipos de materiais.....	81
Capítulo 6 - Sistema de Impressão Pessoal	83
6.1 Introdução	85
6.2 Objetivos para o SIP	86
6.3 Desenvolvimento do SIP	87
6.3.2 Testes de impressão.....	91
III Parte - Desenvolvimento do Produto, resultados e sua discussão	93
Capítulo 1 - Conceito e Definição do Produto	95
1.1 Conceito do Produto.....	97
1.2 Definição Geral do Produto	99
Capítulo 2 - Processo de Desenvolvimento do Produto	103
2.1 Primeira fase – Estudo Antropométrico e Anatômico da Mão	105
2.1.1 Introdução	105
2.1.2 Antropometria	106
2.1.3 Anatomia.....	109
2.2 Segunda fase – Estudo Funcional da Prótese.....	111
2.2.1 Introdução	111
2.2.2 Projeto do sistema de articulação para extensão e flexão dos 5 dedos.....	112
2.2.3 Conceção do mecanismo de rotação do polegar.....	115
2.2.4 Força fletora e extensora.....	117
2.2.5 Teste de resistência e fadiga da mola e fio	119
2.2.6 Maquetas	120
2.3 Terceira fase – Modelação e Impressão 3D.....	123
2.3.1 Introdução	123
2.3.2 Estrutura Principal.....	124
2.3.3 Dedos	125
Capítulo 3 - Resultado Final.....	131
3.1 Árvore do Produto	133
3.2 Pormenores Construtivos.....	137

3.3 Desenhos Técnicos	149
3.4 Renders	167
3.5 Produto Final	169
3.6 Materiais, Componentes e Respetivo Custo	172
Conclusão.....	175
Trabalhos Futuros	177
Bibliografia	179
Anexos	133
Anexo I – Desenho projetual da Marioneta	
Anexo II – Conceito inicial	
Anexo III – Mapa Mental	
Anexo IV – Artigo	
Anexo V – Flexão e extensão do pulso	
Anexo VI – Homem Vitruviano	
Anexo VII – Medidas do corpo humano	
Anexo VIII – Posições da prótese Be-Bionic	
Anexo IX – Especificações técnicas Prusa i3 Hephestos	
Anexo X – Sistema de Impressão Pessoal	
Anexo XI – Prótese Raptor Reloaded	
Anexo XII – Desenhos do sistema de dobradiça	
Anexo XIII – Rotação do polegar	
Anexo XIV – Primeira iteração – conceito da luva	
Anexo XV – Desenhos de estudo da rotação e fixação do polegar	
Anexo XVI – Fotografias do Produto Apresentado	

Índice de figuras

Figura 1 - Projeto "Marioneta", exposto no Largo de São Domingues no Porto	6
Figura 2 - Parcerias	11
Figura 3 – Crescimento da mão: 1, 3, 13 e 20 anos de idade	21
Figura 4 - Ossos constituintes da mão.....	22
Figura 5 - Articulações presentes no corpo Humano	23
Figura 6 - Articulações presentes na mão	24
Figura 7 – Tendões e músculos do dedo.....	26
Figura 8 – Movimentos efetuados pelos músculos de acordo com a aplicação de forças	29
Figura 9 - Movimentos do corpo.....	30
Figura 10 – Movimentos de preensão da mão	31
Figura 11 - Preensões palmares (em cima) e preensões digitais (em baixo) mais comuns	31
Figura 12 – Amputações do membro superior	32
Figura 13 - E-NABLE & MARVEL UNIVERSE LIVE!	37
Figura 14 – E-NABLING AFRICA!.....	37
Figura 15 – Suporte Violino e Trompete	38
Figura 16 – E-NABLING THE DREAMS OF A BMX DAREDEVIL!	38
Figura 17 – Prótese do dedo grande do pé	42
Figura 18 – Prótese “Le petit Lorrain”concebida por Ambroise Paré em 15504.....	43
Figura 19 – Prótese feita com osso de baleia.....	43
Figura 20 - Gancho protético.....	43
Figura 21 - Prótese mioelétrica.....	43
Figura 22 - Prótese de silicone.....	43
Figura 23 – Prótese Be-Bionic	68
Figura 24 - a) Gancho, b) Luva em PVC, c) Luva cosmética	69
Figura 25 – Níveis de amputação.....	70
Figura 26 - Partes que constituem a prótese Raptor Reloaded	71
Figura 27 -Gráfico de Sistemas de impressão com preço inferior a cinco mil euros.....	76
Figura 28 – Processo de conversão de um ficheiro cad num protótipo	77
Figura 29 - Gráfico de indústrias que o FA serve	78
Figura 30 - Modo de funcionamento.....	79
Figura 31 – Efeito escala na impressão 3D.....	80
Figura 32 – Aplicação do produto XTC	80
Figura 33 - Densidades de enchimento. 0 %; 5 %; 10 %; 15 %; 25 %; 50 %; 75 %; 100 %.....	81
Figura 34 - Prusa i3 Hephestos	85
Figura 35 - Prusa i3	87

Figura 36 – Estrutura metálica da impressora.....	88
Figura 37 - Base da cama quente	89
Figura 38 - Roda de aperto	89
Figura 39 - Sistema de impressão pessoal.....	90
Figura 40 - Teste de impressão	91
Figura 41 - Teste de qualidade	91
Figura 42 - Ligação do produto desenvolvido com o membro amputado	99
Figura 43 - Prótese mecânica vista de frente.....	100
Figura 44 - Prótese mecânica vista de trás.....	100
Figura 45 - Modelo em gesso de uma mão real, utilizado para a obtenção de todas as dimensões, 210 mm de comprimento	107
Figura 46 - Esquema de medidas da mão	108
Figura 47 - Movimentação do polegar, com um ângulo de 54°	109
Figura 48 - Modelação da mão em 2D com indicação dos ângulos entre as diferentes partes de acordo com o modelo em gesso	110
Figura 49 - a) Projeto da articulação utilizando como dobradiça filamento flexível, zona mas clara no centro; b) articulação com a tampa a proteger a dobradiça, zona mais escura no centro	113
Figura 50 - Modelação da articulação considerando a) elástico na parte inferior da peça; b) elástico à volta do eixo da dobradiça no interior	113
Figura 51 - Conceito final do projeto da articulação charneira para o movimento de fecho dos dedos: a) aspeto exterior; b) interior mostrando o tubo em latão e a mola; c) vista de frente da articulação	114
Figura 52 - Primeira solução para movimentação do polegar: a) e b) Duas posições possíveis para movimentação do polegar, vista de frente; c) Parte que encaixa na luva	115
Figura 53 - Conceito final para movimentação do polegar: a) corpo da mão mostrando o eixo e os magnetos; b) e c) duas posições do polegar.....	116
Figura 54 - Forma final da mola	118
Figura 55 - Vista em corte de um dedo com indicação do percurso do fio	118
Figura 56 - a) Percurso do fio no interior do dedo estendido e b) percurso do fio durante a flexão do dedo.....	118
Figura 57 - Testa de resistência de fadiga	119
Figura 58 - Primeira maqueta da articulação funcional, teste com elástico.....	120
Figura 59 - Maqueta da articulação com eixo em teflon e mola de 0,5mm de diâmetro	120
Figura 60 - Maqueta da articulação aplicada à modelação do dedo, com eixo em teflon e mola de 1mm de diâmetro	120
Figura 61 - Evolução da estrutura principal.....	121

Figura 62 - Primeiro estudo de forma e solução final da parte flexível presente nos dedos	121
Figura 63 - Junção da peça metálica com a estrutura principal.....	122
Figura 64 - Aplicação de ilhó metálico	122
Figura 65 - Posição de impressão do corpo principal da prótese para evitar o uso de suportes	124
Figura 66 - Tampa flexível.....	124
Figura 67 - a) aspeto final do dedo; b) dedo seccionado em várias partes adaptado à impressão 3D	125
Figura 68 - Percurso dos fios: a) esquema antigo; b) esquema atual.....	126
Figura 69 - Árvore do produto	133
Figura 70 - Árvore do produto: Peças que constituem a estrutura principal (do autor)	134
Figura 71 - Árvore do produto: Peças que constituem o dedo um	135
Figura 72 - Árvore do produto: Peças que constituem os dedos dois, três, quatro e cinco	136
Figura 73 - Imagem virtual da prótese, posição 1	167
Figura 74 - Imagem virtual da prótese, posição 2.....	167
Figura 75 - Imagem virtual da prótese, posição 3.....	168
Figura 76 - Imagem virtual da prótese, posição 4.....	168
Figura 77 - Fotografia de protótipo - polegar fechado	169
Figura 78 - Fotografia de protótipo - polegar aberto	169
Figura 79 - Fotografia de protótipo – polegar fechado.....	170
Figura 80 - Fotografia de protótipo - polegar aberto	170
Figura 81 - Fotografia de protótipo - polegar fechado	171
Figura 82 - Fotografia de protótipo - polegar aberto	171

Índice de tabelas

Tabela 1 - Medidas médias do comprimento da mão.....	28
Tabela 2 - O que existe no mercado	49
Tabela 3 - Custo da prótese Raptor Reloaded.....	72
Tabela 4 - Reviews das impressoras Cube Pro, Prusa i3 Hephestos e Prusa Steel.....	86
Tabela 5 - Materiais, componentes e respetivo custo	172
Tabela 6 - Custos de impressão	173

Lista de siglas e abreviaturas

ANDAMUS Associação Portuguesa de Amputados

AVD's Atividades de Vida Diária

FA Fabrico Aditivo

FDM Fused Deposition Modeling

FEUP Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

LDPS Laboratório de Desenvolvimento de Produto e Serviço

PLA Poli Ácido Láctio

SIP Sistema Pessoal de Impressão

TPE Elastómero termoplástico

I Parte

Introdução

1.1 Introdução

“Quando se faz qualquer coisa de novo, o processo de criação é tão complexo, que inevitavelmente, se obtém uma coisa feia. Quem, posteriormente, a constrói já não tem problemas de criação, podendo torná-las grandiosas. Assim, a recriação tem condições para agradar.”

(PICASSO 2002)

A presente dissertação surgiu integrada no Mestrado em Design Industrial e de Produto, da Faculdade de Belas Artes e Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, e apresenta a investigação e proposta da solução “final” de uma prótese mecânica da mão ao nível da amputação trans-radial.

A vontade em desenvolver um produto capaz de contribuir para a melhoria da condição de vida do público-alvo (amputados do membro superior) é o fio condutor deste estudo. Mas tão importante como conceber uma prótese capaz de efetuar dois tipos de preensão é o facto de existir um propósito maior, que integra uma série de parâmetros geridos considerando a questão da acessibilidade ao produto, fundamentalmente no que concerne ao seu custo final.

Sendo que sempre que se fala em Design o Homem está implícito, é então sobre ele que centro a minha atenção, ajustando à realidade todos os propósitos que considero pertinentes para a melhoria das próteses mecânicas, seja no seu *design*, na sua funcionalidade ou no seu baixo custo para o consumidor final.

No desenvolvimento de um produto existem aspetos a ter em conta como a adaptabilidade, funcionalidade e viabilidade. A adaptabilidade entende-se como a disciplina do *design*, onde são estudadas as formas, funções, cores, materiais, entre outros; já a funcionalidade é aprofundada através da engenharia, onde são abordadas questões como mecanismos, testes e processos de produção. Por fim, não menos importante que a engenharia e o *design*, surge a gestão do produto, centrada na análise e garantia da viabilidade do mesmo.

Desta forma, o produto apresentado, surge como um “redesign” de um produto, onde, para além do *design* foram abordadas questões como a funcionalidade e a acessibilidade, de maneira a conceber uma alternativa que responda positivamente às exigências existentes e às necessidades de

melhoramento considerados fundamentais para o desenvolvimento do projeto.

1.2 Motivação

Enquanto estudante sempre abracei os projetos propostos pelos docentes com grande entusiasmo, encarando-os como desafios. A dissertação que apresento é o culminar da aprendizagem nos últimos anos, possibilitada em grande parte pelos projetos realizados ao longo do meu percurso académico. Todos os trabalhos realizados por mim até hoje incentivaram o meu espírito crítico e aguçaram a minha criatividade.

O corpo humano, os seus mecanismos e as artes sempre me despertaram um grande fascínio e interesse. Desde muito pequeno tentei, sempre que possível, desmontar tudo o que "mexia", procurando entender o funcionamento e desmistificar assim a importância, por exemplo, de uma pilha que faz um objeto "ganhar vida" ou de um fio que, quando puxado, confere determinada utilidade a um objeto.

Associado a esta motivação, o gosto pela execução de trabalhos manuais e o prazer de dar utilidade às coisas, levou a que procurasse experimentar e transformar tudo. Mais tarde surgiu então a vontade de aprender mais acerca do corpo humano e dos seus mistérios, bem como, a consciência das fantásticas aplicações que as artes e o *design* de que tanto gosto podem ter na melhoria da qualidade de vida de algumas pessoas.

O gosto pelo desenho influenciou decerto o meu percurso pois o corpo humano era muitas vezes o objeto de estudo. Curiosamente, desenhei com frequência a minha mão direita por ser o "modelo" mais disponível para exercitar.

Quando optei por seguir a minha vocação e tirar a licenciatura em Artes Plásticas não sabia ainda qual seria a minha área de intervenção. Poderia ser pintura, escultura, desenho, entre outras. Inicialmente não havia uma resposta. Com o decorrer do curso, o interesse pela escultura começou a surgir e esta acabou por se tornar o meu foco de abordagem e resposta aos projetos e desafios lançados. Não tendo esquecido o interesse pelo corpo e movimento, surgiu em 2014 a primeira oportunidade de juntar as três áreas, com a realização do trabalho "MARIONETA". Este, desenvolvido no âmbito da unidade curricular de Projeto da Licenciatura, remete para os consumos excessivos da sociedade atual. Daí nasceu uma escultura de uma mão com

aproximadamente dois metros de altura, na qual era possível, através de um posto de controlo, fazer mexer os cinco dedos, figura 1 e anexo I.



Figura 1 - Projeto "Marioneta", exposto no Largo de São Domingues no Porto

Quando terminei a licenciatura, concorri ao Mestrado de Design Industrial e de Produto, com o intuito de aprender sobre Design e satisfazer a minha vontade de criar. Após o ingresso neste curso, foi-me apresentado o projeto e-NABLE, pelo professor Jorge Lino, Diretor do curso na FEUP, que sugeriu que este seria bastante interessante para o desenvolvimento da tese.

O meu interesse por este projeto foi imediato, visto tratar-se de uma problemática que ia de encontro aos meus interesses. Desde então comecei a desenvolver o trabalho que aqui apresento e que, espero vir a ter um impacto positivo na resposta às necessidades de pessoas amputadas do membro superior.

1.3 Pertinência

"Estatisticamente, em relação a qualquer país 10% da população tem qualquer tipo de deficiência, desses 10%, 10% são amputados. E desses 10% amputados, 15% são amputados do membro superior."

Dr. Carlos Quelhas

Por todo o mundo existe a necessidade de algumas pessoas recorrerem a próteses, para a substituição de um membro, quer seja uma mão, uma perna, uma orelha, ou até mesmo o nariz. É uma realidade mundial que afeta sobretudo os países subdesenvolvidos e que envolve custos elevadíssimos em termos de aquisição e posterior reabilitação.

As causas mais frequentes de amputações são as amputações traumáticas, os défices congénitos e o cancro (JAIN e ROBINSON 2008).

Seja em Portugal ou no resto do mundo a realidade de um amputado é sempre difícil, mas a impossibilidade de usar uma prótese é uma realidade ainda mais complicada. É portanto pertinente desenvolver uma prótese do membro superior, na medida em que ao nosso trabalho, enquanto *designers*, está implícito o dever de desenvolver produtos uteis à sociedade, neste caso com o foco na população mais carenciada economicamente, de criar soluções que contribuam para a melhoria da vida das pessoas e de criar soluções adaptadas à realidade social e económica.

Desta forma, o desenvolvimento de uma prótese de baixo custo, tenta contornar alguns destes problemas procurando tornar estes meios mais acessíveis aos mais desfavorecidos.

1.4 A História do Projeto

O objetivo inicial da dissertação era desenvolver uma prótese para o nível de amputação parcial da mão¹ de um caso real de uma criança portuguesa que necessitasse de uma prótese e estivesse disponível para participar neste estudo, que posteriormente seria disponibilizada gratuitamente numa base de dados “open-source” para a comunidade mundial, apoiando desta forma o projeto e-NABLE com uma prótese nova. A ideia inicial era uma espécie de luva que seria colocada sobre o membro amputado. Esta luva seria em filamento flexível permitindo a sua entrada no mesmo. O fecho da prótese seria acionado através da extensão do pulso, enquanto que os fios fletores se prendiam numa segunda parte, que funcionava como uma bracelete de relógio (anexo II).

O Designer e voluntário no projeto e-NABLE Ricardo Pereira, foi uma força impulsionadora fundamental para este projeto. Foi quem divulgou a ideia e quem me ensinou bastante sobre o projeto e-NABLE e sobre o fabrico aditivo. Foi uma pessoa bastante ativa ao longo do desenvolvimento deste projeto, partilhando a sua experiência enquanto Designer e todo o seu conhecimento do mundo da impressão 3D. Foi também com o seu apoio que desenvolvi uma impressora 3D. Posteriormente, o desenvolvimento deste protótipo contou com a colaboração do Laboratório de Desenvolvimento de Produto e Serviços (LDPS), do departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade do Porto. A parceria com o LPDS foi fulcral na medida em que permitiu que eu construísse um sistema de impressão pessoal. Aqui tive a oportunidade de trabalhar com o Engenheiro Mecânico Isaac Ferreira e o Engenheiro Mecatrónico Leonardo Santana.

O primeiro contacto com a área da medicina foi realizado com a associação ANDAMUS – Associação Portuguesa de Amputados. Este contacto realizou-se na tentativa de obter algum conhecimento sobre a realidade das amputações do membro superior, existindo, no entanto, desde o início a vontade de efetivar uma parceria.

No seguimento de um telefonema com a Dr.ª Helena Duro, Presidente da mesma associação e antiga diretora da consulta de amputados do

¹ Na amputação parcial da mão apenas existe parte da palma.

serviço de medicina reabilitação física do Hospital de S. João do Porto, e após uma breve explicação do meu projeto, foi-me mostrada disponibilidade imediata para cooperar.

Seguidamente, realizou-se uma pequena reunião com a Dr.^a Helena Duro na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Nesta reunião dei a conhecer o meu projeto de dissertação mais pormenorizadamente, o que resultou no contacto com o Hospital de São João do Porto.

A oportunidade de expor o trabalho na apresentação realizada no dia quatro de Fevereiro de 2016 no Serviço de Medicina Física e Reabilitação, no Hospital de São João do Porto, surgiu a convite da Dr.^a Helena Duro. Esta apresentação teve como objetivo não apenas a divulgação do meu projeto e do projeto e-NABLE, mas também a intenção de criar uma parceria com algum utente, por forma a obter um caso de estudo concreto.

Nesta apresentação estavam presentes doze médicos, do Serviço de Medicina Física e Reabilitação. A apresentação incidiu primeiramente no Fabrico Aditivo enquanto tecnologia de produção, abordando em seguida o projeto e-NABLE e, por fim, o meu projeto de mestrado. No final desta exposição foi iniciada uma sessão de diálogo, na qual os médicos presentes discutiram os problemas inerentes às próteses apresentadas e expressaram a sua opinião sobre o que poderia ser melhorado.

No final da apresentação, a Dr.^a Sílvia Magalhães, responsável pela consulta de amputados, mostrou disponibilidade em ajudar, divulgando os dois casos de crianças amputadas existentes na altura no serviço.

Dos casos existentes, uma das crianças sofria de défice congénito no membro superior. Porém, tinha apenas sete meses, sendo incompatível a aplicação de próteses funcionais em crianças desta idade.

O outro caso é de uma criança com 8 anos de idade que cortou os dedos numa serra elétrica. Esta criança sofreu uma amputação parcial da mão, tendo apenas o dedo polegar que não é funcional. A equipa médica tentou aplicar uma prótese, contudo, a recusa por parte do utente tornou o processo bastante difícil.

Na tentativa de solucionar o meu problema a doutora entrou em contacto com o Dr.^o Pedro Cantista, médico no Hospital de Santo António do Porto, o qual se mostrou bastante interessado em conhecer o projeto e colaborar. No dia oito de fevereiro de 2016, fiz a apresentação do projeto. O

Dr.º Pedro Cantista foi bastante prestável e pertinente, dando o seu parecer e expondo o que lhe pareceu ser um problema nas próteses do e-NABLE. Segundo o mesmo, o sentido de fecho mão deveria ser exatamente o oposto, uma vez que as próteses da e-NABLE são próteses mecânicas e o fecho dos dedos é acionado através da flexão do punho, colocando a mão numa posição não funcional (anexo III).

Após alguma discussão sobre o trabalho e não tendo ainda nenhum caso de estudo para que se pudesse estabelecer uma parceria, o Dr.º Pedro disponibilizou o contacto da Clínica Padrão Ortopédico.

No dia treze de abril, tive a oportunidade de reunir com o Dr.º Carlos Quelhas e com a Dr.ª Joana Ferreira, na Clínica Padrão Ortopédico. Depois de divulgar o projeto e-NABLE e expor os objetivos do meu projeto, bem como o trabalho desenvolvido até então, o Dr.º Carlos sugeriu mudar o nível de amputação. Como foi já descrito, esta reunião conduziu a significantes mudanças no projeto.

Devido á grande dificuldade em criar uma parceria com um amputado parcial da mão, e segundo a sugestão do Dr. Carlos Quelhas, optou-se por desenvolver uma prótese para o nível de amputação trans-radial². Esta decisão apoia-se sobre o facto deste nível de amputação ser um dos que apresenta maior número de casos ao nível nacional, transformando a hipótese de concretizar uma parceria mais provável (Carlos Quelhas 2016).

Esta mudança levou também a que se alterasse o conceito inicial, tornando-se incontornável o desenvolvimento de uma prótese comerciável e não disponibilizada de forma voluntária para todo o mundo.

Ao longo do desenvolvimento do produto apresentado e até ao término do mesmo, a participação e o apoio do Dr.º Carlos foi imprescindível, dando o seu parecer enquanto médico Ortoprotésico e partilhando toda a sua experiência do trabalho desenvolvido com amputados do membro superior.

Paralelamente, o Professor e Engenheiro Mecânico Xavier Carvalho foi também imprescindível pela partilha do seu conhecimento na área da engenharia mecânica. A sua ajuda foi desde a escolha de alguns materiais e componentes usados na prótese, à explicação de conceitos básicos de mecânica, que se traduziram num melhor funcionamento da prótese.

² Amputação entre o cotovelo e o pulso.

A empresa Sinflex - Indústria de Molas Técnicas, Lda., foi bastante prestável com a produção de molas. Desta forma, consegui testar ao longo de todo o projeto, o desenho das molas, bem como a efetividade da sua aplicação.

No corrente semestre, foi proposta a realização de um artigo³ sobre o tema exposto que, passando a fase de validação (fase atual), irá ser apresentado numa conferência na Bélgica⁴ (anexo IV).

Consequentemente, a hipótese de publicar um artigo sobre este estudo é extremamente importante, porque possibilita a divulgação do tema e despertar outros para uma maior sensibilidade relativamente ao desenvolvimento de dispositivos mais acessíveis.

Não querendo abandonar o projeto e-NABLE, e tendo a ambição de ajudar, posteriormente a este trabalho será desenvolvida uma prótese para o projeto e-NABLE.

Em todo o caso e devido ao método de produção da prótese desenvolvida, conseguiu-se obter um produto de baixo custo comparativamente com as próteses existentes.



Figura 2 - Parcerias

³ (FERREIRA, DUARTE, ALVES, & FERREIRA, 2016)

⁴ International Conference on Polymers and Moulds Innovations - PMI2016, Ghent University, Ghent, Belgium, 21 to 23 of September 2016

1.5 Objetivos

" (...) o design é uma metodologia, uma forma de se chegar a um objetivo. (...) antes da sua vertente estética há as vertentes antropológica e ergonómica. Um objeto não tem que ser bonito, tem que ser funcional."
(SANTOS 1999)

Seguindo o mesmo pensamento do Designer português Marco Sousa Santos, elaborou-se uma série de objetivos, com o intuito de dar resposta aos problemas encontrados nas próteses mecânicas.

O objetivo primordial deste produto é contornar o elevado custo associado às próteses do membro superior, garantindo assim a sua acessibilidade a um maior número de utilizadores, através da produção de um prótese de baixo custo, produzida por fabrico aditivo.

Para além do baixo custo de produção, deve ainda ser tida em conta a produção de um produto que seja leve, entre 146gr a 300gr, resistente e que os seus componentes sejam em materiais inoxidáveis, a fim de assegurar a sua durabilidade. A força necessária para efetivar o fecho da prótese não deve exceder 1,5kgf. Aquando do desenvolvimento do produto deve ser tida em consideração a articulação de todos os componentes da prótese, de modo a facilitar a sua montagem e desmontagem e assegurar assim a manutenção da mesma. Os componentes como molas, fios e parafusos devem ser ocultados de forma a interferirem o menos possível com o aspeto visual da prótese. Deve ser considerada a possibilidade de aplicação de um material mais aderente, permitindo ao utilizador melhor facilidade de preensão dos objetos. De forma a otimizar o funcionamento das próteses mecânicas, o produto deve apresentar uma solução que permita dois tipos de preensão. Por fim, o seu *design* deve ser baseado nas medidas, proporções e formas da mão humana, através de um desenho anatómico e ergonómico.

1.6 Metodologia

Após a escolha do tema e definição do âmbito de trabalho, iniciou-se uma série de procedimentos que constituem um todo e que refletem a presente dissertação.

Este trabalho integra duas componentes de abordagem: a teórica (II Parte – Revisão Bibliográfica) e a prática (III Parte – Desenvolvimento do Produto, resultados e sua discussão). A abordagem teórica incidiu num primeiro momento sobre a recolha de informação, procedendo-se, posteriormente, à análise da mesma. Já a abordagem prática consistiu no estudo e teste de todas as problemáticas que se impõem, bem como a materialização de um “produto final”. A primeira análise de reflexão sobre o tema focou-se na elaboração de um esquema mental, onde foram expostos possíveis temas de abordagem como resposta ao problema inicial (anexo V).

Ao longo da evolução do trabalho estas duas abordagens misturaram-se constantemente, pela necessidade de estabelecer uma série de relações entre as várias questões que foram surgindo. Esta simultânea articulação entre a informação documental e digital e a realização de maquetes, moldes, experimentações, protótipos e testes, permitiu o constante reajuste e melhoramento do produto, culminando no resultado aqui exposto.

Dentro da abordagem teórica, a recolha de informação foi o primeiro espaço de exploração exaustiva. Esta informação passou pelo processo de análise e posterior reflexão sobre todas as problemáticas identificadas.

A primeira abordagem prática passou pela construção de um sistema de impressão 3D pessoal. Desta forma, tive a possibilidade de acompanhar o desenvolvimento do produto com a constante impressão de protótipos. O momento seguinte incidiu sobre a exploração da mão através do desenho, com o objetivo de a desconstruir e assim entender todas as suas componentes, particularidades e funcionalidades.

Apesar do desenho ser uma ferramenta de abordagem indispensável, o facto é que se impôs, a necessidade de reproduzir a tridimensionalidade da mão através de moldes em gesso.

Nesta fase a ideia começa a ganhar expressão e todos os procedimentos até então realizados, e respetivas relações, impulsionam novas

abordagens: realizam-se estudos e testes de resistência, da qualidade de impressão e da funcionalidade mecânica.

Desenvolveu-se uma série de maquetas numa constante procura do aperfeiçoamento do produto. Por fim apresenta-se as conclusões e sugerem-se alguns melhoramentos como trabalhos futuros.

Importa ainda frisar que o desenvolvimento deste projeto assentou também em grande medida no estabelecimento de parcerias. Estas foram fulcrais na medida em que permitiram uma relação interdisciplinar entre áreas como a medicina e a engenharia mecânica, facilitando a articulação de ambas no desenvolvimento de uma abordagem mais eficaz e uma resposta holística à problemática em questão.

II Parte

Revisão Bibliográfica

Capítulo 1

Membro Superior

1.1 A Mão

"A mão desempenha um aspeto importante na imagem, desenvolvimento da personalidade, relação interpessoal, identidade sexual, destreza, forma de expressão, linguagem. (...) Com isto podemos depreender que a falta da mão, tem um grande impacto no ser humano, quer enquanto ferramenta de trabalho, quer em termos psicológicos. "

(Helena Duro 2016)

O *Homo sapiens sapiens* ou Homem moderno, como hoje somos conhecidos, é o resultado de milhares de anos de evolução da espécie humana. Este processo evolutivo surgiu perante a necessidade de constante adaptação do Homem às mudanças no ambiente, bem como a de dar resposta às mais variadas tarefas básicas da vida, tais como a comunicação, a caça e a agricultura. Essa adaptação levou a que o corpo sofresse alterações ao longo dos séculos, transformando-o naquilo que conhecemos hoje como o Corpo Humano. Este corpo, o nosso corpo, é uma obra-prima fascinante, magnífica e de extrema complexidade (ATMORE, et al. 1975).

De igual modo a mão é também algo complexo, capaz de realizar as mais magníficas obras de arte e de dar resposta a inúmeros tipos de preensão e movimentos realizados pelo Homem. Esta sempre teve um papel importante na evolução do Homem, essencialmente no que diz respeito, por exemplo, à constante adaptação de ferramentas às mãos, que facilitaram diversas tarefas, que por sua vez impulsionaram o processo evolutivo do Homem até à atualidade. Assim, " (...) a mão não é apenas o órgão do trabalho, é também o produto do trabalho" (ENGELS 1981, p. 64).

1.2 Anatomia e Fisionomia

1.2.1 Introdução

Para melhor compreender o corpo e o seu funcionamento surge a anatomia. Os seus primeiros registos surgiram no Egipto, em papiro, e remontam para os anos 3000 e 2500 a.C. (MOORE 2001).

A anatomia estuda separadamente as diferentes partes do corpo. Esta disciplina divide-se em dois subtemas, nomeadamente, a anatomia topográfica e a anatomia descritiva. A anatomia descritiva subdivide-se em: osteologia (ossos); artrologia (articulações); miologia (músculos); angiologia (vasos e coração); neuroanatomia (sistema nervoso); estesiologia (órgãos dos sentidos) e esplanenologia (órgãos das cavidades) (MOORE 2001).

Uma vez que o objetivo da dissertação é desenvolver uma prótese funcional, é imprescindível estudar as áreas da osteologia, artrologia e miologia, recorrendo às mesmas para compreender a constituição e modo de funcionamento da mão humana (CASTELA 2002, p. 9). Estas serão exploradas nas secções seguintes.

1.2.2 Osteologia

A osteologia dedica-se ao estudo dos ossos do corpo. Estes são esbranquiçados, duros e resistentes, constituindo no seu conjunto o esqueleto humano. Segundo L. Testut e A. Latarjet, este é constituído por 208 ossos. Já a mão é constituída por 27 ossos, distribuídos em três grupos como se pode observar na figura 4: o carpo (*carpal bones*), o metacarpo (*metacarpal bones*) e as falanges proximais, médias e distais, que no seu conjunto constituem os dedos (*proximal, middle and distal falanges*). Na figura 4 pode observar-se o nome de todos os ossos que constituem a mão (ABREU 2004; CASTELA 2002, p. 56; WALKER 2002).

A título de curiosidade, a formação óssea vai crescendo ao longo dos anos, atingindo aproximadamente aos vinte anos a sua constituição completa. Na figura 3 pode observar-se o crescimento da mão, bem como a sua formação desde a infância até à idade adulta da mão (ABREU 2004; CASTELA 2002, p. 56; WALKER 2002).



Figura 3 – Crescimento da mão: 1, 3, 13 e 20 anos de idade
(WALKER 2002)

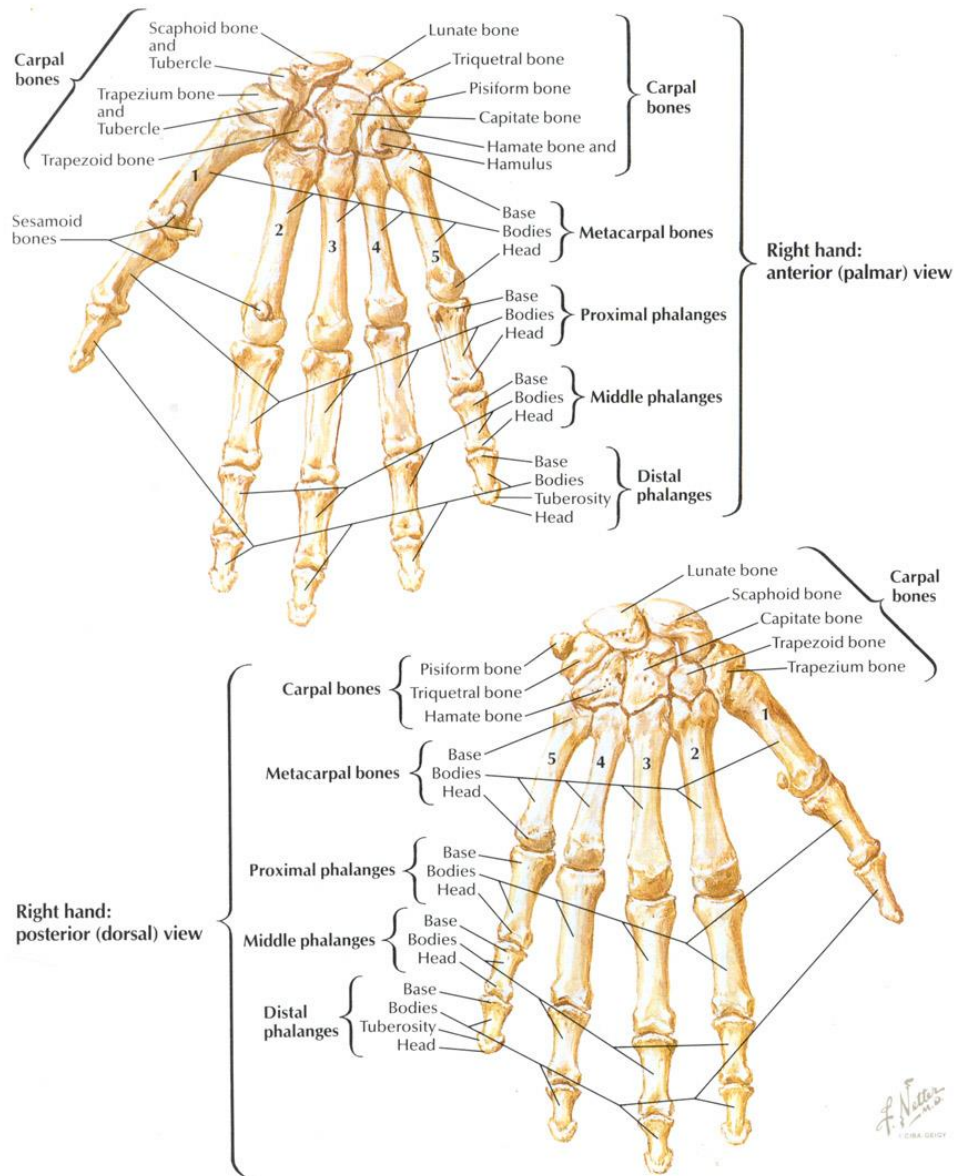


Figura 4 - Ossos constituintes da mão
(NETTER 2011)

1.2.3 Artrologia

As uniões entre os ossos constituem as articulações. Estas são a matéria abordada pela artrologia.

As articulações podem ser consideradas móveis (diartroses), como as articulações que constituem o membro superior; semimóveis (anfiartroses), como as presentes nas vértebras da coluna; e imóveis (sinartroses), como as existentes no crânio, (também designadas por suturas).

Existem mais de quatrocentas articulações no corpo humano e podem ser de seis tipos: articulação plana⁵; charneira⁶; esfera-em-taça⁷; pivô⁸; elipsoidal⁹ e sela¹⁰, como se pode verificar na figura 5, pela respetiva ordem de descrição (ABREU 2003; CASTELA 2002; PEREIRA, et al. 1987; WALKER 2002).

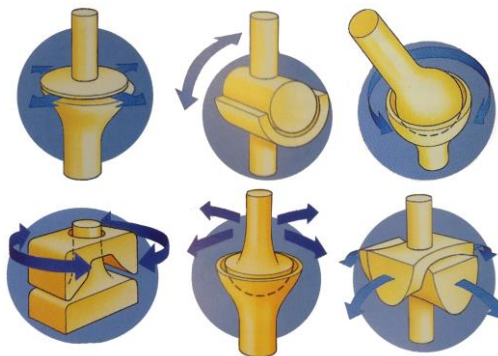


Figura 5 - Articulações presentes no corpo Humano
(WALKER 2002)

⁵ "Os ossos das articulações planas têm superfícies quase lisas que contactam uma com outra. Estão tão juntos que só se movem lateralmente. Estas articulações encontram-se entre alguns ossos do pé e também entre a clavícula e o esterno."

⁶ " (...) tem um osso cilíndrico que se encaixa na superfície de outro, permitindo o movimento num só plano; estas articulações encontram-se nos joelhos entre alguns ossos dos dedos."

⁷ " (...) contém um osso de cabeça esférica que encaixa noutro em forma de taça. Presente na anca e no ombro. Esta articulação é a que permite maior gama de movimentos."

⁸ " (...) existe quando um osso tem uma projeção que se encaixa numa abertura de outro, permitindo um movimento de rotação (...) Presente no topo da coluna vertebral.

⁹ " (...) uma extremidade oval encaixa na cavidade correspondente do outro osso, permitindo uma rotação limitada em dois planos; a articulação do pulso é um exemplo."

¹⁰ " (...) a extremidade de cada osso tem a forma de uma sela, permitindo movimentos em dois planos a toda a volta; esta articulação só ocorre num sítio – no ponto em que o polegar encontra a mão."

As articulações, figura 6, que permitem os movimentos da mão são a articulação em sela na junção do polegar com a mão e a articulação charneira presente entre as falanges dos dedos. A articulação em sela é semelhante a um “cardan” e produz uma série de movimentos que se traduz na complexidade do dedo polegar. A articulação charneira é como uma dobradiça e só realiza a flexão e a extensão (NORONHA 2011).

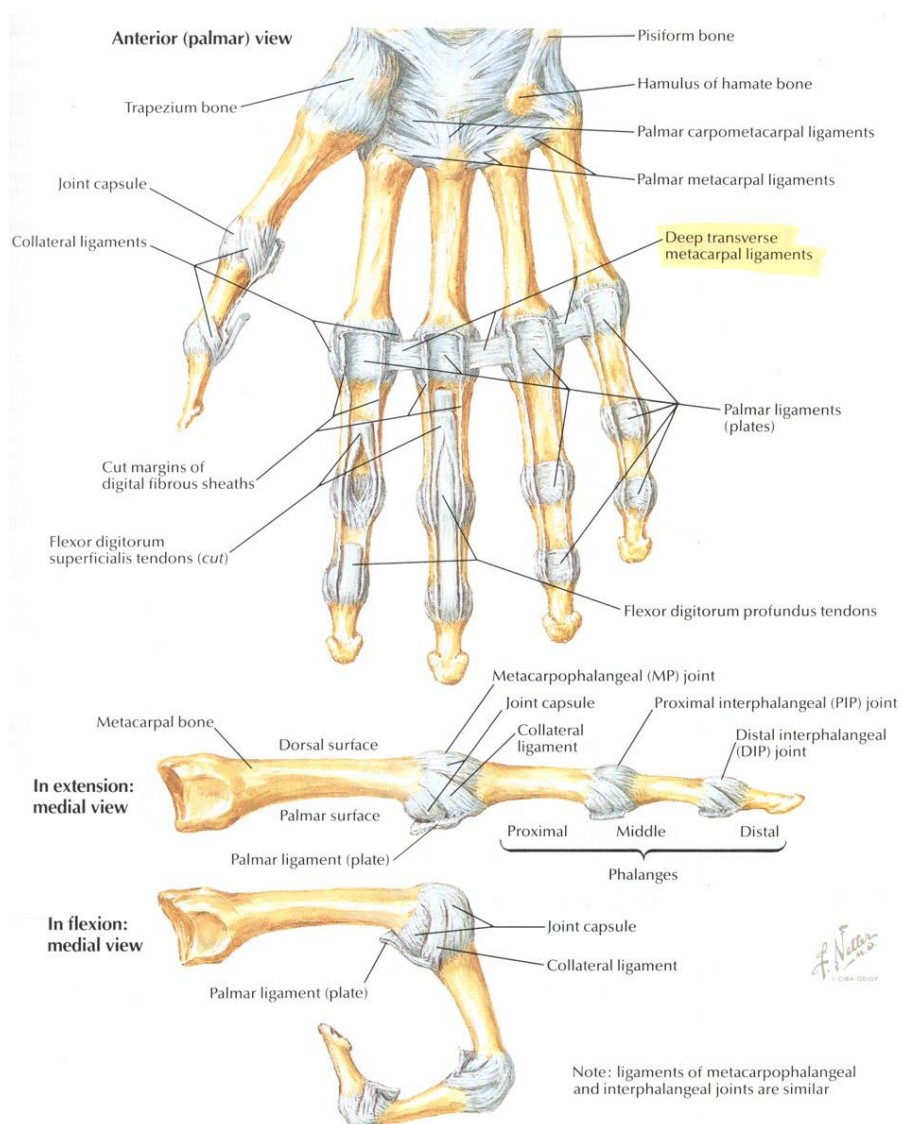


Figura 6 - Articulações presentes na mão

(NETTER 2011)

1.2.4 Miologia

A miologia é a área da anatomia que estuda os músculos. Os músculos são os nossos motores e sem a sua existência, os ossos e as articulações não seriam capazes de proporcionar movimento ao corpo.

Ao contrário das articulações, que têm um papel passivo, os músculos assumem um papel ativo na locomoção, podendo ser extensores ou fletores. A sua junção ao osso é feita através de aponevroses e tendões. São também os músculos que permitem o suporte do membro superior ao tronco (SEELEY, STEPHENS e TATE 2005).

Na figura 7 podem observar-se, os tendões presentes no dedo. Os tendões que se encontram na parte superior dos dedos são os tendões extensores (*long extensor tendo*), já na parte inferior localizam-se os tendões fletores (*flexo digitorum profundus tendo* and *flexo digitotum superficialis tendo*).

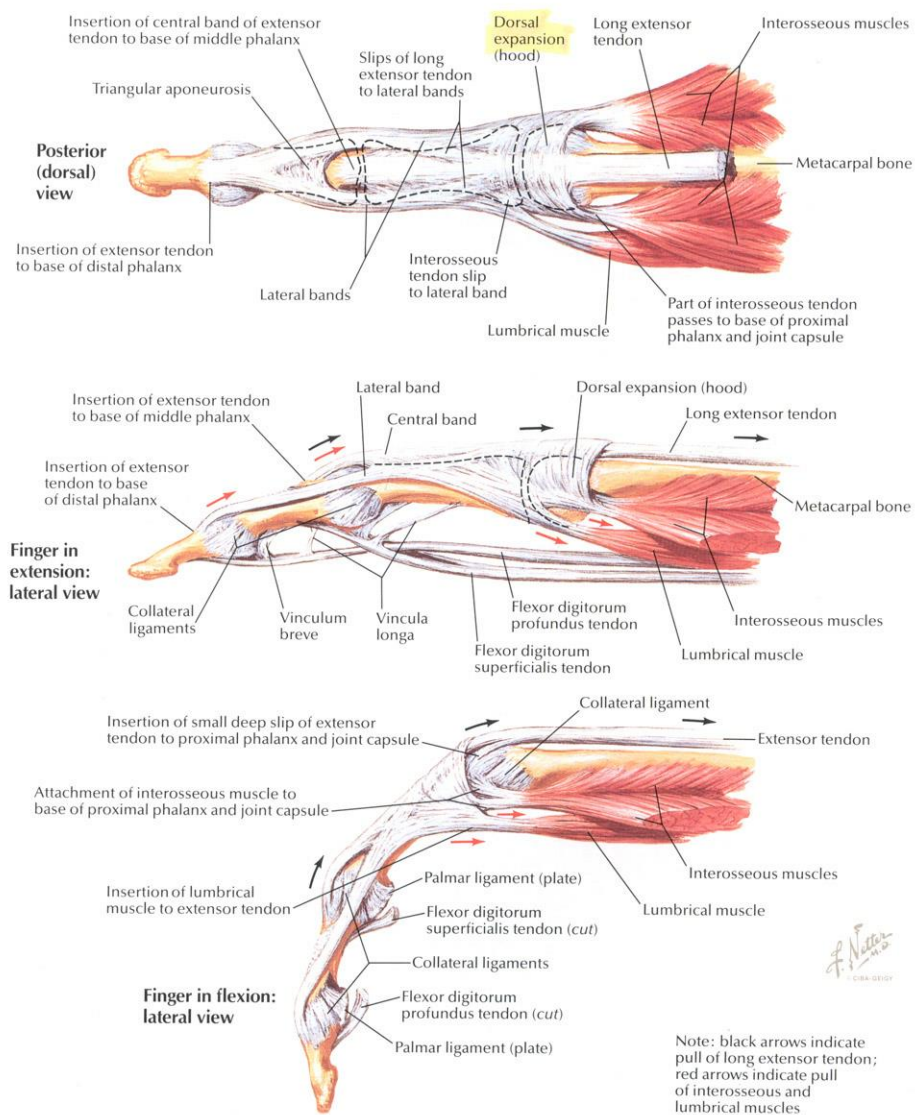


Figura 7 – Tendões e músculos do dedo

(NETTER 2011)

1.3 Antropometria

1.3.1 Introdução

A antropometria é a ciência que se dedica ao estudo das medidas corporais. Pode dizer-se que a antropometria tem as suas origens na antiguidade, quando os egípcios e os gregos se dedicavam à observação e ao estudo do corpo humano.

Na época renascentista, Leonardo da Vinci, com o desenho do corpo canónico do diagrama do "Homem Vitruviano", reflete a análise do texto do arquiteto romano Vitruvius, que define as proporções do Homem (anexo VI).

"Vitruvius, o arquiteto, diz na sua obra sobre arquitetura que as medidas do corpo humano forma distribuídas pela natureza tal como se segue, ou seja, que 4 dedos fazem um palmo, e 4 palmos fazem 1 pé, 6 palmos fazem 1 cúbito; 4 cúbitos fazem a altura de um homem. 4 cúbitos fazem um passo, e 24 palmos fazem um homem, e que foram estas as medidas que usou no seu edifício. Se abrires as pernas até diminuíres a tua altura em $\frac{1}{14}$ e levatares e abrires os braços até que os dedos médios fiquem ao nível do alto da tua cabeça, então deverás saber que o centro dos membros abertos será o umbigo e que o espaço entre as pernas será um triângulo equilátero."

(SUH 2007)

Mais tarde, nos anos 40, devido à revolução industrial e consequentemente produção em massa, a antropometria começou a ganhar mais expressão e a ser tida em consideração, pois um produto mal dimensionado acarreta grandes custos de produção (BARROSO 2005; DEMPSEY 2005; RODRIGUEZ-AÑEZ 2001, p. 102-108).

Atualmente, existe documentação disponível onde se pode consultar todas as medidas e proporções do corpo humano, bem como dimensões de espaços ideais para o conforto do Homem.

1.3.2 Antropometria da mão

A mão humana pode medir-se, através do seu perímetro (linha a volta da palma) e do seu comprimento (medida do pulso à ponta do dedo médio). Segundo o estudo antropométrico, existem três medidas médias para o homem e para mulher, definidas por pequeno, médio e grande. Na tabela 1 estão representadas as medidas médias do comprimento da mão (PEQUINI 2005).

No anexo VII pode ainda ser consultada uma tabela que contempla as medidas médias da mão como a largura e o comprimento da mão e dedos.

*Tabela 1 - Medidas médias do comprimento da mão
(PEQUINI 2005)*

		Grande	Médio	Pequeno
Homem	Altura	188 cm	174,8 cm	161,51cm
	Comprimento da mão	21,1 cm	19,1 cm	17,5 cm
Mulher	Altura	174 cm	161,5 cm	149,1 cm
	Comprimento de mão	19,1 cm	17,5 cm	16 cm

1.4 Os Movimentos do Corpo

A aplicação das forças induzidas pelos músculos produzem movimentos, que funcionam como alavancas. Estas podem ser de três tipos: a alavanca interfixa, quando o fulcro¹¹ está situado entre a força e o peso; a alavanca inter-resistente, quando o peso está localizado entre o fulcro e a força; e, por fim, a alavanca interpotente quando a força está localizada entre o fulcro e o peso. A figura 8 representa estes movimentos, pela respetiva ordem da descrição (SEELEY, STEPHENS e TATE 2005; WALKER 2002).



Figura 8 – Movimentos efetuados pelos músculos de acordo com a aplicação de forças
(WALKER 2002)

Estes movimentos, consoante os graus de liberdade impostos pelas articulações, têm os seguintes termos: flexão e extensão¹², flexão planar e dorsiflexão¹³, adução e abdução¹⁴, supinação e pronação¹⁵ e, por fim, circundação¹⁶ (figura 9) (CASTELA 2002; PEREIRA, et al. 1987; WALKER 2002).

¹¹ Ponto de apoio.

¹² "Quando uma articulação é fletida o ângulo entre os dois ossos diminui. É o que se sucede por exemplo quando se dobra o cotovelo. Quando se estende a articulação o ângulo aumenta, ficando os ossos mais afastados."

¹³ "Na flexão planar, o pé dobra-se para baixo, na dorsiflexão dobra-se para cima. O pé ainda executa outros movimentos. Na inversão, vira-se de modo a que a planta não assente no solo; na inversão, o lado exterior faz o mesmo."

¹⁴ "É fácil confundir os dois termos, mas eles descrevem movimentos em direções opostas. A abdução é o movimento de um osso que se afasta da linha do corpo – quando por exemplo se levanta um braço

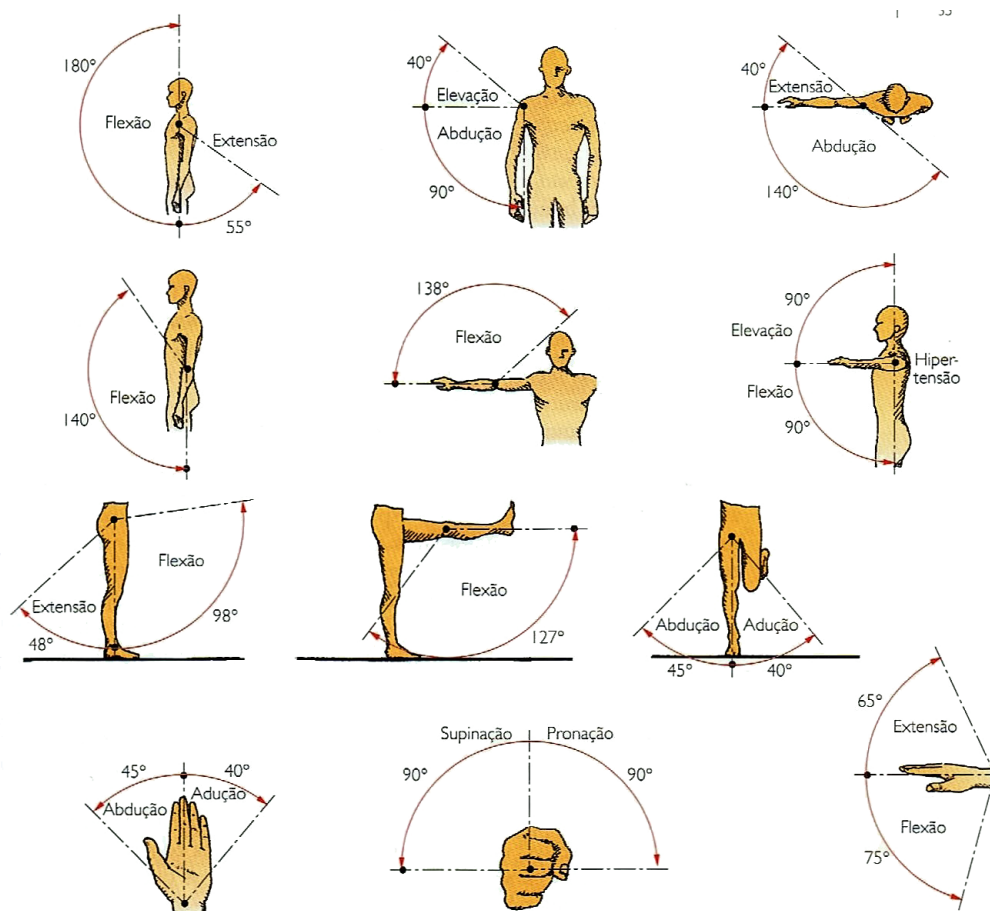


Figura 9 - Movimentos do corpo
(LAGE e DIAS 2002)

ou se afastam os dedos. A adução é o movimento oposto. Ambos ocorrem nas articulações em charneira."

¹⁵ "Na rotação, um osso gira em torno do seu próprio eixo. É o que acontece no pescoço, quando a cabeça se volta, e no cotovelo, quando a palma da mão é virada para cima."

¹⁶ "A circundação ocorre quando todo um braço ou toda uma perna se move descrevendo um círculo."

1.5 Tipos de Preensão Executados pela Mão

A figura 10 demonstra alguns dos movimentos de preensão efetuados pela mão. Existem três tipos principais de preensão: preensão esférica (imagens A e B da figura 10), preensão cilíndrica (imagens C e D da figura 10) e preensão em gancho (imagens E e F da figura 10).

Na preensão esférica, os cinco dedos da mão fazem um movimento de adução em torno de um objeto (A e B). Na preensão cilíndrica, todos os dedos estão fletidos em torno de um objeto, geralmente o polegar fica sobre os outros quatro dedos (C e D). Por fim, na preensão em gancho os dedos dois, três, quatro e cinco são fletidos em torno de um objeto, por norma a palma não é usada (E e F) (NAPIER 1956, p. 902-913).

Existem ainda outros tipos de preensões designadas por palmares e digitais, como se pode observar na figura 11.

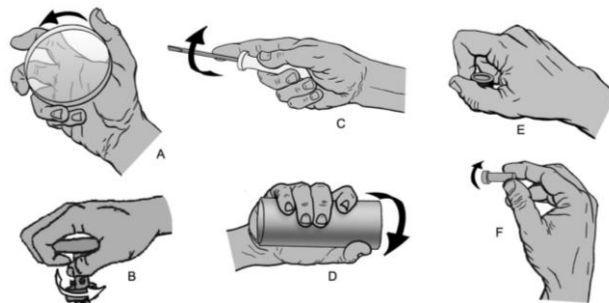


Figura 10 – Movimentos de preensão da mão
(KAPANDJI 1987)

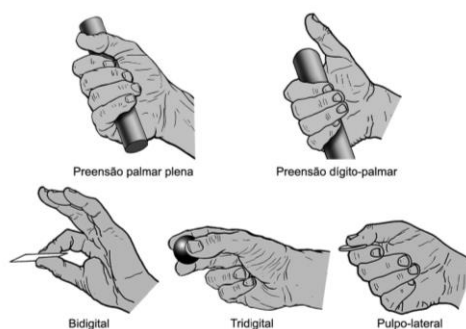


Figura 11 - Preensões palmares (em cima) e preensões digitais (em baixo) mais comuns
(KAPANDJI 1987)

1.6 Níveis de Amputação do Membro Superior

A falta de um membro pode ter duas origens distintas, designadamente défice congénito ou amputação traumática. Denomina-se por défice congénito quando a pessoa nasce com a falta de um membro, e amputação traumática quando a pessoa é sujeita a operações cirúrgicas, a acidentes ou doenças que obrigam à remoção de um membro ou parte dele (Helena Duro 2016).

As amputações do membro superior podem ser de vários níveis, consoante o grau de remoção ou de falta do membro. Podem ser consideradas como: desarticulação do ombro, amputação transumeral, desarticulação do cotovelo, amputação trans-radial, desarticulação do pulso, amputação da mão e dedos, tal como ilustra a figura 12 (Helena Duro 2016; SMITH e BOWKET 2004).

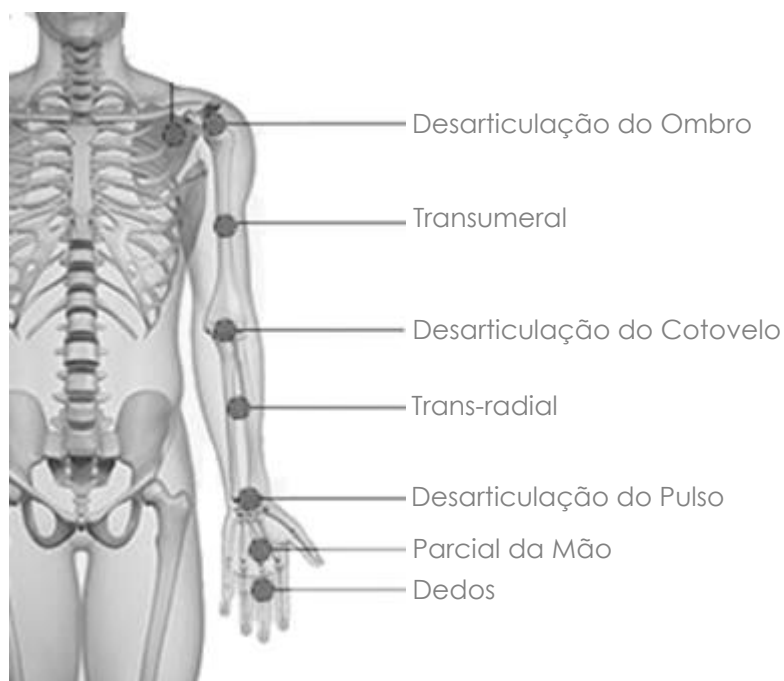


Figura 12 – Amputações do membro superior
(COMPREHENSIVE s.d.)

Capítulo 2

Projeto e-NABLE

2.1 Introdução

Desde próteses funcionais a próteses simplesmente estéticas, ainda que a um preço bastante elevado, existe uma grande oferta no mercado. É neste contexto que surge o projeto *Enabling the Future* (e-NABLE), atualmente com mais de 7000 voluntários e aproximadamente 2000 próteses distribuídas por 45 países.

A ideia base por detrás deste projeto é tornar possível qualquer indivíduo, em qualquer parte do mundo, a obtenção de uma prótese para a mão, e sem qualquer custo, à exceção do custo de impressão. As próteses desenvolvidas no seio deste projeto são-no recorrendo à tecnologia de fabrico aditivo, o que as torna bastante acessíveis. Tem como intuito chegar aos mais desfavorecidos e para além dos Estados Unidos, a maior parte das próteses desenvolvidas são para países de terceiro mundo. Estas estão disponibilizadas em bases de dados *open-source*.

O e-NABLE foca-se sobretudo no desenvolvimento de próteses de mãos, essencialmente para crianças, e é através de uma comunidade mundial de voluntários, que a partir da impressão 3D, criam próteses de mãos para aqueles que mais precisam, conseguindo chegar aos países em desenvolvimento. Esta comunidade é composta por professores, estudantes, engenheiros, cientistas, médicos, *designers*, pais, filhos, escuteiros, artistas, filantropos, codificadores e *makers*, e todos os dias aparecem pessoas que simplesmente querem ajudar e marcar a diferença (PAUL 2014).

2.2 Apresentação do Projeto e-NABLE

O projeto e-NABLE, surgiu decorrente de uma publicação por Ivan Owen, de um vídeo de uma mão para um disfarce de uma convenção em 2011. A divulgação deste vídeo acabou por ajudar um menino de 5 anos do Sul de África, Liam, que nasceu sem dedos na mão direita. Foi para este propósito que Ivan Owen desenvolveu a primeira prótese, feita em metal. Posteriormente, de modo a tornar as próteses mais leves, resistentes e funcionais, recorreu ao fabrico aditivo, como método de produção. Seguidamente, decidiu colocar os ficheiros numa base de dados *open-source*, permitindo que, em qualquer parte do mundo, qualquer pessoa pudesse imprimir uma prótese.

Só no primeiro ano, o número de voluntários passou de 100 a 3000 e criaram-se mais de 750 próteses. Com o objetivo de mostrar a diversidade e avanço, Ivan decidiu criar um blog (PAUL 2014).

Estas próteses, baseadas no fabrico aditivo, permitem que o custo de produção seja baixo e que haja tanto rapidez como eficácia na sua produção, atingindo assim um público mais abrangente e num curto espaço de tempo. Como Ricardo Pereira, voluntário da e-NABLE referiu: *«não pretendemos desenvolver próteses sofisticadas capazes de substituir as próteses médicas, mas sim criar soluções para crianças cujas famílias não têm recursos para gastar muitos milhares de euros por ano em próteses»* (EXPRESSO 2015). Apesar da sua aparência "robótica", estas próteses permitem a uma criança conseguir andar de bicicleta de forma autónoma ou, muito simplesmente, comer um iogurte sem precisar de ajuda.

2.3 Projetos Desenvolvidos

As figuras 13 a 16 mostram alguns dos trabalhos realizados no âmbito do projeto e-NABLE. Na figura 13, podemos observar um projeto desenvolvido através de uma parceria entre a MARVEL e o e-NABLE, onde «...estas 6 crianças, Hudson, Miah, Abby, Jax, Jackson e o Kindley, construíram as suas próprias mãos baseadas no tema “Super Herói”» (PAUL 2014).

A figura 14 mostra o caso de Musa com quatro anos de idade. O menino caiu no fogo da cozinha quando a sua mãe se ausentou por um breve momento. Após passar quatro meses no hospital, acabou por perder a mão direita devido à grave queimadura e a uma infeção (OWEN 2015).

Os dois casos seguintes (figura 15) são projetos desenvolvidos em específico para estas duas crianças. Ambas tinham a ambição de poder tocar violino e trompete, mas devido à sua condição era-lhes impossível. Desta forma, alguns voluntários do e-NABLE proporcionaram-lhes a possibilidade de poderem realizar o seu sonho, desenhando dois modelos de próteses adaptados à particularidade de cada um dos instrumentos.

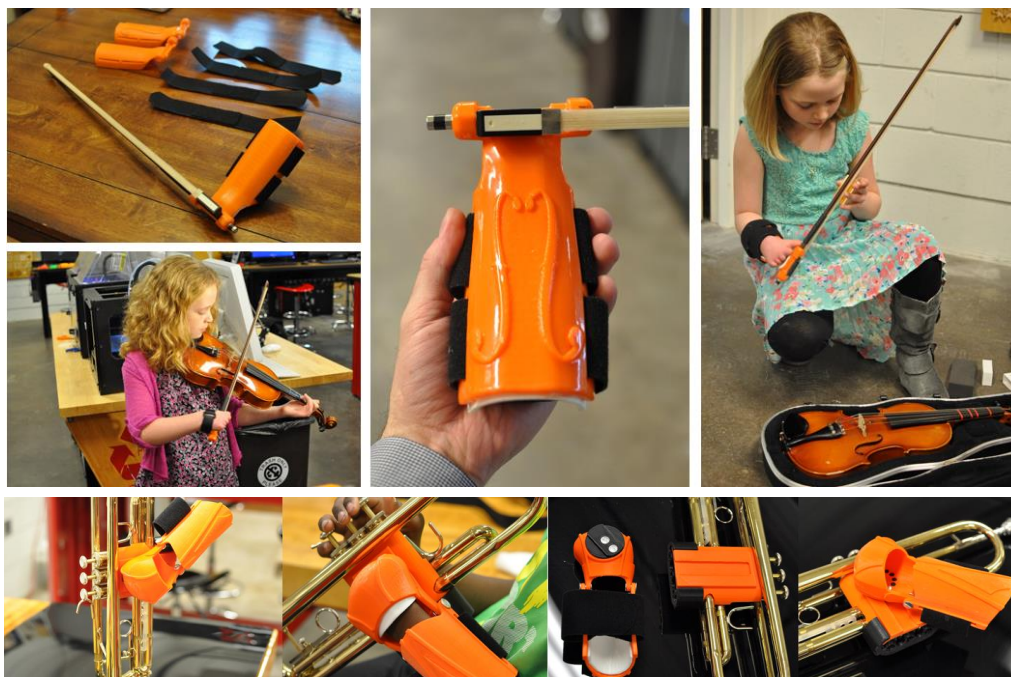
Por fim, o último caso apresentado (figura 16) trata-se de um rapaz que tinha o sonho de praticar BMX profissional. Ele não queria simplesmente andar de bicicleta, gostava de poder fazer mais, como alguns truques que os praticantes de BMX fazem. Foi então desenvolvido um produto capaz de uma série de movimentos permitindo a prática do desporto.



Figura 13 - E-NABLE & MARVEL UNIVERSE LIVE!
(PAUL 2014)



Figura 14 – E-NABLING AFRICA!
(OWEN, Enabling the future 2015)



*Figura 15 – Suporte Violino e Trompete
(FLOOD 2015; DRIVER 2015)*



*Figura 16 – E-NABLING THE DREAMS OF A BMX DAREDEVIL!
(OWEN, Enabling the future 2015)*

Capítulo 3

Próteses do Membro Superior

3.1 Introdução

Existem inúmeras próteses para as mais variadas partes do corpo humano. Neste trabalho serão apenas abordadas as próteses do membro superior, sendo que são estas o foco da dissertação.

A falta de um membro inabilita o ser humano e pode torná-lo dependente de outro, trazendo implicações não apenas ao nível físico mas também psicológico, afetando a autoestima e podendo causar sentimentos de inferioridade e ansiedade por parte do amputado (BOTH, et al. 2013).

Apesar do grande avanço tecnológico existente a este nível, as próteses do membro superior apenas substituem um determinado conjunto de funções. Estas são bastante desenvolvidas em termos de estética, destreza e coordenação, contudo, a falta da função sensitiva acaba por ser o grande fator de rejeição da prótese por parte do utente (Helena Duro 2016).

3.2 Enquadramento Histórico

Desde muito cedo que o ser humano tenta solucionar a falta de um membro recorrendo a próteses. Num texto indiano datado do ano 1400 a.C. surge a primeira referência escrita à utilização de próteses. Contudo, a primeira prova física da sua existência surge no Egito, no túmulo de uma múmia feminina, entre 950-750 a.C., e trata-se de uma prótese para o dedo grande do pé (figura 17). Esta prótese foi analisada pela Dra. Jacky Finch que afirmou *"we are seeing the first glimpses of the development of prosthetic devices"* (BBC 2012).



Figura 17 – Prótese do dedo grande do pé
(BBC 2012)

Entre 218-201 d.C. foi realizada uma mão em aço, para o general Marcus Sergius que perdeu esta parte do corpo na Segunda Guerra Púnica. Na idade média surgiu Ambroise Paré, um grande mestre da cirurgia e com uma grande capacidade de desenho e sentido estético. Resultante do seu grande interesse na reabilitação do amputado e graças às suas capacidades, desenvolveu um grande número de próteses metálicas. *"Le petit Lorrain"* (figura 18) é uma prótese desenvolvida pelo mesmo, em 1550. Esta acabou por adquirir uma grande importância histórica (CVR 2006; SILVA 2008).

No século XIX surgiram várias soluções de próteses. Destacam-se aqui dois grandes nomes, Peter Baliff e Robert Norman. Peter Baliff, cirurgião dentista, em 1818 desenhou e construiu uma prótese acionada por correias. Robert Norman, também dentista, projetou uma mão articulada feita em osso de baleia (figura 19) que mais tarde acabaria por inspirar e influenciar outros criativos (SAMPSON s.d.; SILVA 2008).



Figura 18 – Prótese “Le petit Lorrain” concebida por Ambroise Paré em 1550 (GOLDBERG 2014)



Figura 19 – Prótese feita com osso de baleia (SAMPSON s.d.)

Em 1912, D. W. Dorrance desenvolve o primeiro gancho protético, que graças à sua simplicidade e durabilidade ainda hoje é utilizado (figura 20) (SILVA 2008).



Figura 20 - Gancho protético (HOSMER 2012)

Mais recentemente, foram desenvolvidas próteses capazes de reagir aos estímulos provocados pelos músculos. Estas designam-se por próteses mioelétricas e o seu movimento é efetivado através de motores, figura 21. Por norma estas próteses têm um revestimento cosmético em silicone (figura 22).



Figura 21 - Prótese mioelétrica (STEEPER 2015)



Figura 22 - Prótese de silicone (STEEPER 2015)

3.3 Evolução da Forma e dos Materiais

Durante o desenvolvimento de um projeto de uma prótese surgem questões como o peso, o aspeto e a funcionalidade. Atualmente, com o desenvolvimento e descoberta de novos materiais, é possível fazer próteses relativamente leves, permitindo assim maior tempo de utilização e conforto.

É então de louvar todos os senhores, senhoras e crianças que usaram próteses quando o desenvolvimento tecnológico era ainda primitivo e não existiam os conhecimentos atuais a nível de construção e de materiais. Antigamente as próteses eram feitas em ferro, couro, madeira e algumas em osso de baleia. O peso destes materiais é enorme comparando com materiais mais recentes, como fibra de carbono, ligas de alumínio, silicones e polímeros.

A madeira, ferro, aço, osso de baleia, resinas, polímeros e ligas metálicas são materiais que foram sempre utilizados para dar forma e resposta aos desafios impostos pelos “*Designers*” no desenvolvimento de próteses.

Quanto às suas formas, sempre se procurou que se assemelhassem bastante ao real, procurando combater alguns estereótipos da sociedade relativamente às próteses (SAMPSON s.d.; SILVA 2008).

Capítulo 4

Prospecção de Mercado de Próteses do Membro Superior

4.1 Introdução

Neste capítulo procurou-se fazer um levantamento abrangente dos diversos tipos de próteses do membro superior existentes atualmente no mercado. Apesar deste projeto se focar nas próteses através da impressão 3D (baixo custo), considera-se fundamental pesquisar e estudar próteses médicas (de custo elevado), refletindo a necessidade de reunir o maior número de produtos possíveis, permitindo aferir o que de mais atual se produz bem como as respectivas características, custos e funcionalidades. A familiarização com o mercado atual é fulcral quando se procura desenvolver um novo produto, sobretudo de baixo custo. É essencial que se mantenham ou melhorem as principais funcionalidades do produto, de modo a possibilitar uma alternativa que não seja apenas “barata”, mas de qualidade (tabela 2).

4.2 Próteses do Membro Superior - O que Existe no Mercado

A tabela 2 de produtos divide-se em dois grandes grupos: as próteses de baixo custo, que dizem respeito ao projeto e-NABLE e as próteses de custo elevado, que correspondem às próteses médicas (convencionais).

A tabela está organizada de acordo com os vários tipos de próteses, tais como: Próteses Biónicas, Próteses Mioelétricas, Próteses Mecânicas, Próteses Manuais, Próteses Funcionais, e, por fim, Próteses e Luvas Cosméticas. Nesta tabela podem ser ainda consultadas informações como: marca, características técnicas, nível de amputação a que se pode aplicar, materiais constituintes da mesma, peso e custo.

A coluna "*Link de download CAD 3D*" destina-se às próteses de baixo custo. Nesta coluna está presente o site do qual se pode fazer o *download* do modelo de impressão da respetiva prótese.

Tabela 2 - O que existe no mercado







CUSTO ELEVADO										
Tipologia	Marca	Produto	Características técnicas	Link de download CAD 3D	Acedido em:	Webgrafia (informação e imagens presentes)	Nível de Amputação	Materiais	Peso	Custo
Próteses Biônicas	Conforpés	 Nome: Mão Biônica	"Mão protésica com punho de engate rápido, com abertura e fechamento de dedos acionado por motores elétricos individuais para cada dedo, comandado por estímulos mioelétricos capturados por elétrodos colocados sobre a pele do paciente. Disponível em um tamanho para adulto; 50 mm e para os lados esquerdo e direito. Possui seis tipos de comandos de abertura e fechamento."	X	21/09/15	http://www.conforpes.com.br/membro-superior/item/mao-bionica-bebionic?category_id=3	-Transumeral -Transradial	- Aço - Alumínio - Titânio - Nylon - PVC	X	X
	Steeper	 Nome: Sem nome	"Sleek, elegant and cutting-edge in both design and technology, our flagship bebionic range pushes the boundaries of multi-articulating myoelectric hands. As the world's most lifelike, functional and easy to use myoelectric hand commercially available today, bebionic is comfortable, precise and intuitive for patients, transforming the lives and abilities of amputees around the world – from helping them perform simple tasks like tying shoelaces to giving them back their control and their pride."	X	10/11/15	http://bebionic.com/the_hand/technical_information http://bebionic.com/the_hand http://bebionic.com/the_hand/grip_patterns/hnger_point	-Transumeral -Transradial	- Aço - Alumínio - Titânio - Nylon - PVC	557g a 591g	20,000 €
	Ethnos	 Nome: Protese Biônica	"As próteses biônicas para membros superiores permitem aos usuários movimentos com extrema coordenação, destreza e precisão. Com movimentos de todos os dedos, incluindo o polegar, as próteses biônicas proporcionam resultados funcionais e com muita naturalidade. Testes são realizados por meio de um software, em que, além da medição do sinal mioelétrico dos diferentes grupos musculares de cada paciente, é possível realizar treinamento e uma simulação real dos movimentos da mão, conseguindo determinar a melhor opção de controle para uma protetização individualizada."	X	22/09/15	http://ethnos.com.br/proteses-bionicas/proteses/p/18	-Transumeral -Transradial	X	X	X
	Ethnos	 Nome: Sem nome	"A prótese de mão Pro Digits é indicada quando há a retirada total ou parcial dos metacarpians ou retirada parcial dos ossos do carpo, podendo, ou não, manter falanges. Neste nível de amputação, podem ser utilizadas próteses estéticas em silicone, com caracterização humana, ou próteses com dedos biônicos, as quais necessitam de uma avaliação prévia antes da prescrição."	X	22/09/15	http://ethnos.com.br/proteses-para-amputacao-parcial-da-mao/proteses/p/24	- Parcial da Mão	X	X	X
	Conforpés	 Nome: Kit de Mão Mioelétrica	"Mão protésica Mioelétrica de punho de engate rápido ou de fricção ou de rosca M12, fornecida com luva interna, 2 elétrodos, 2 cabos de elétrodo (600mm), cabo de conexão à bateria, 2 baterias, carregador de baterias e encaixe da bateria. Disponível em quatro tamanhos; dois de Adulto, um de adolescente e um de criança. Possui nove tipos de comandos de abertura e fechamento. Fornecida com luva interna de proteção em PVC."	X	15/09/15	http://www.conforpes.com.br/membro-superior/item/kit-de-mao-mioelettrica?category_id=5	-Transumeral -Transradial	- Aço - Alumínio - Nylon - PVC	520g	X
Próteses Mioelétricas/Elétricas	Conforpés	 Nome: Mão Mioelétrica infantil "Scamp"	"Mão protésica infantil com abertura e fecho de dedos acionado por motor elétrico comandado por estímulos mioelétricos capturados por elétrodos colocados sobre a pele do paciente. Disponível em dois tamanhos: 4 1/2 e 5 1/2. Fornecida com luva interna de proteção em PVC."	X	21/09/15	http://www.conforpes.com.br/membro-superior/item/mao-mioelettrica-infantil-scamp?category_id=5	-Transumeral -Transradial	Aço, alumínio, nylon e PVC	143g e 148 g	X

Tabela 2 - O que existe no mercado.







CUSTO ELEVADO										
Tipologia	Marca	Produto	Características técnicas	Link de download CAD 3D	Acedido em:	Webgrafia (informação e imagens presentes)	Nível de Amputação	Materiais	Peso	Custo
Próteses Mioelétricas/Elétricas	Steeper	 Nome: Elbows – Automatic	"One of the most durable elbow units currently available, the Steeper automatic elbow is available in 3 sizes, has 7 lockable positions and also incorporates a lockable humeral rotation feature. In addition, a free swing option is also provided. Are you one of the many satisfied users of Elbows – Automatic? Then contact us & let us know! A prefabricated laminated forearm is also available in a choice of 4 shades and 4 wrist diameters to complete the limb prosthesis."	X	15/09/15	http://rslsteeper.com/products/prosthetics/products/upper_limb/mechanical/elbows_automatic	-Transumeral	X	X	X
		 Nome: Prótese Mioelétrica	"Próteses mioelétricas são próteses com o cotovelo, mão e punho eletrônicos. Indicado para nível de amputação de desarticulação de ombro,transumeral, desarticulação do cotovelo, transradial e desarticulação de punho. É uma prótese "ativa" que, por meio de eletrodos, capta as contrações musculares, responsáveis pelo acionamento dos componentes."	X	22/09/15	http://ethnos.com.br/proteses-mioeltricas/proteses/p/23	-Transumeral -Transradial	X	X	X
Próteses Mecânicas	Conforpés	 Nome: Mão Mecânica Steeper	"Mão protésica operada por cabo com inserção na parte posterior da mão para abertura voluntária dos dedos. O fechamento dos dedos é acionado por um sistema de molas. Disponível em quatro tamanhos: dois de Adulto, um de adolescente e um de criança: 6 3/4, 7 3/4, 7 1/4 e 8 1/4 e para os lados esquerdo e direito."	X	21/09/15	http://www.conforpes.com.br/membro-superior/item/mao-mecanica-steeper?category_id=6	-Transumeral -Transradial	- Aço - Alumínio - Nylon - PVC	X	X
	Ethnos	 Nome: Prótese Mecânica	"São próteses ativas com cotovelo e mão podendo ser acionado pelo ombro contra lateral a amputação através de cabos retirantes. "	X	22/09/15	http://ethnos.com.br/proteses-mecanicas/proteses/p/22	-Desarticulação do Ombro	X	X	X
Próteses Manuais	Steeper	 Nome: Elbows – Children's	"Available in two paediatric sizes, the Childs Friction Elbow provide parent adjustable friction Control of both flexion/extension as well as internal and external rotation. Side bars are provided to allow the attachment of a custom made forearm."	X	15/09/15	http://rslsteeper.com/products/prosthetics/products/upper_limb/mechanical/elbows_childrens	-Desarticulação do Ombro	X	X	X
	Steeper	 Nome: Modular Arm Systems	"This system provides a number of prescription choices with interchangeable components to offer the user an extremely lightweight and cosmetically appealing arm prosthesis for above or below elbow applications. In above elbow applications, the system includes a manually adjustable elbow unit, which may positioned in free swing, or locked in any one of four positions. This robust artificial arm unit also includes humeral rotation. In addition, a shoulder unit is available to accommodate high level applicationsThe system is finished with an inner soft foam cosmesis, which may be covered with either elasticated stockinette, or a reinforced silicone fabric which may be simply cleaned with soap and water. A cosmetic glove in either Silicone or PVC completes the cosmetic finish."	X	15/09/15	http://rslsteeper.com/products/prosthetics/products/upper_limb/passive/modular_arm_systems	-Desarticulação do Ombro	X	X	X

Tabela 2 - O que existe no mercado







CUSTO ELEVADO										
Tipologia	Marca	Produto	Características técnicas	Link de download CAD 3D	Acedido em:	Webgrafia (informação e imagens presentes)	Nível de Amputação	Materiais	Peso	Custo
Próteses Manuais	Steeper		"A manually operated adult prosthetic elbow system, supplied complete with forearm in a choice of four skin shades. Are you one of the many satisfied users of Elbows – Manual? Then contact us & let us know! This unit has 5 lockable positions and 100 degrees of humeral rotation, and may also be locked in the free swing position."	X	15/09/15	http://rslsteeper.com/products/prosthetics/products/upper_limb/mechanical/elbows_manual	-Desarticulação do Ombro	X	X	X
Próteses Funcionais	Steeper		"A wide range of functional devices is available to enhance the ability to undertake work or recreational tasks. Are you one of the many satisfied users of Split Hooks? Then contact us & let us know! The most common device is the split hook allowing upper limb amputees fine control and manipulation of everyday items."	X	15/09/15	http://rslsteeper.com/products/prosthetics/products/upper_limb/functional_devices/split_hooks	-Transumeral -Transradial	X	X	X
Próteses Funcionais	Troppman		"The Troppman Grip is comprised of a few components including a rigid attachment, which slides on and off the golf grip with ease, a hose that allows for the user to swing naturally with flexibility, and the threaded rod at the end of the hose, which allows for easy attachment to any prosthetic socket. It also caters to almost all upper arm amputees because of the many styles including the bottom hand grip, and top hand grip, which are all available for transhumeral (above elbow amputation) and transradial (below elbow amputation) amputees. Please call for more information on the Troppman Golf Grip."	X	16/09/15	http://www.troppman.ca/index.html	-Transumeral -Transradial	X	X	X
Próteses Funcionais	Steeper		"Texas Assistive Devices provide an extensive range of high quality devices designed to assist persons with upper extremity amputation and hand dysfunction. The product range has developed over time thanks to innovative design and meeting both practitioners and end users needs. Are you one of the many satisfied users of Texas Assistive Devices? Then contact us & let us know! From kitchen utensils to gardening tools and products for sport and leisure activities, TAD has a solution to aid users in performing a wide variety of every day tasks." Todo o tipo de ferramentas de trabalho."	X	15/09/15	http://rslsteeper.com/products/prosthetics/products/upper_limb/functional_devices/texas_assistive_devices	-Transumeral -Transradial	X	X	X
Próteses Funcionais	Advanced Arm Dynamics		Conciste numa protese à qual se podem adaptar todo o tipo de ferramentas, desde martelos a facas de cozinha.	X	10/11/15	http://www.midwestprocad.com/armdynamics.com/pages/active-living	-Transumeral -Transradial	X	X	X
Próteses e Luvas Cosméticas	Conforpés		"Mão em espuma para próteses passivas cosméticas. Esta mão possui um esqueleto interno metálico e os dedos podem ser posicionados manualmente. A base permite conexão a placas redondas, ovais ou a roscas M12."	X	21/09/15	http://www.conforpes.com.br/membro-superior/item/mao-cosmetica-steeper?category_id=4	-Transumeral -Transradial	- Espuma PU de alta densidade - Aço - Silicone	X	X

Tabela 2 - O que existe no mercado.

CUSTO ELEVADO										
Tipologia	Marca	Produto	Características técnicas	Link de download CAD 3D	Acedido em:	Webgrafia (informação e imagens presentes)	Nível de Amputação	Materiais	Peso	Custo
Próteses e Luvas Cosméticas	Conforpés		"Luva cosmética para revestimento dos componentes da prótese do membro superior. Possui uma textura e suavidade muito semelhante à pele humana sendo de limpeza e manutenção muito fácil."; "Indicado para revestir próteses de crianças de ambos os sexos, com idades entre os 2 e 6 meses, como primeira prótese em amputações trans radiais, serve para assistir ao desenvolvimento da criança ajudando no equilíbrio de sentar ou brincar."	X	21/09/15	http://www.conforpes.com.br/membro-superior/item/luva-cosmetica-com-enchimento-para-protese-de-braco-infantil?category_id=1	-Transumeral	- PVC -Espuma de PU densa	X	X
			"Luva cosmética para revestimento dos componentes da prótese do membro superior. Possui uma textura e suavidade muito semelhante à pele humana sendo de limpeza e manutenção muito fácil."	X	21/09/15	http://www.conforpes.com.br/membro-superior/item/luva-cosmetica-2-para-protese-de-braco-infantil?category_id=1	-Transumeral -Transradial	- Silicone ou PVC (com e sem acabamento "Truefinish")	X	X
			"Luva cosmética para revestimento dos componentes da prótese do membro superior. Possui uma textura e suavidade muito semelhante à pele humana sendo de limpeza e manutenção muito fácil."	X	21/09/15	http://www.conforpes.com.br/membro-superior/item/luva-cosmetica-3-longa-para-protese-de-braco-adulto-unisexo?category_id=1	-Transumeral -Transradial	- Silicone ou PVC (com e sem acabamento "Truefinish")	X	X
	Steeper		"RSLSteeper uses SPECTROMATCH, a unique system which electronically measures skin tone to ensure the most accurate match. SPECTROMATCH, our unique colour matching system, ensures that each Custom Silicone product achieves a near perfect match to the wearer. Unlike many similar products, our fabrication techniques involve colouring the silicone material itself prior to sculpting, as opposed to surface painting. This process allows the layering of different shades of silicone to give a translucent finish to the cosmesis, similar to real human tissue. Patients are individually measured, cast and colour-matched at a local centre, this information is then sent to our fabrication facility for manufacture. Delivery takes approximately four to six weeks."	X	15/09/15	http://rslsteeper.com/products/prosthetics/products/silicone/custom_silicone_service	- Todos	X	X	X
	Ethnos		"Luva cosmética para revestimento dos componentes da prótese do membro superior. A forma, cor e estrutura da superfície da luva cosmética simulam a mão natural em grandes detalhes. Disponível para homens, mulheres e crianças."	X	22/09/15	http://ethnos.com.br/luvas-cosmeticas/proteses/p/50	- Todos	X	X	X
										

Tabela 2 - O que existe no mercado

BAIXO CUSTO

Tipologia	Marca	Produto	Características técnicas	Link de download CAD 3D	Acedido em:	Webgrafia (informação e imagens presentes)	Nível de Amputação	Materiais	Peso	Custo
Próteses m Mioelétricas	Dextrus		"The Dextrus hand is designed with the user in mind. http://www.thingiverse.com/thing:287638/#files All of the motors and electronics will fit inside the palm of the hand, meaning it can fit a range of different amputees. The hand will connect to an existing fitted prosthesis using standard connectors, which means anyone can use it without requiring a custom fitting. An intuitive and simple control system will be implemented with two EMG sensors that can be placed on any muscles. It will also have a documented serial communication interface so users can create their own custom control hardware."		10/11/15	http://www.openhandproject.org/downloads.php	- Transradial	- ABS	X	-940,00€
	e-NABLE		"We are actively working on new designs for children (and adults) with all different types of upper limb differences but most of our designs require a functional wrist or elbow to power the mechanical devices. We have some experimental designs that are being tested and created by various groups within the community. One of these designs is the "Limbless" myo-electric arm that you may have seen in the "Iron Man" video recently! This experimental design was created for individuals with above elbow limb differences by a team of students at University of Central Florida. Only a few have been created so far and they do have a wait list. This is currently the only team that is able to create these devices as they require more time, electrical expertise and a more robust printer than the average e-NABLE volunteer has to print with."	http://www.thingiverse.com/thing:408641	16/11/15	http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/the-limbless-arm/	- Transradial	- PLA ou ABS - Partes eletrónicas - Linha de pesca - Velcro	X	X
	Próteses derivadas do modelo anterior			http://limbitless-solutions.org/index.php/photos/		http://limbitless-solutions.org/index.php/photos/	- Transradial	- PLA	X	X
	Gyrobot		"A finger prosthesis, designed to cover a partial amputation, and to be printed with a flexible filament such as Filaflex"	http://www.thingiverse.com/thing:693429	12/11/15	http://www.thingiverse.com/thing:693429	- Dedos	- Filaflex	X	X
Próteses Mecânicas	Gyrobot					http://www.gyrobot.co.uk/	- Parcial da mão	- Filaflex	X	X
	Conforpés		"The Flexy Hand and Flexy Hand 2, designed by Steve Wood, are 3D printable prosthetic devices made using flexible hinges. Using flexible filament for the hinges means that no elastic cords are necessary to return the fingers to their outstretched position."	http://www.thingiverse.com/thing:380665/#files http://www.thingiverse.com/thing:372105 http://www.thingiverse.com/thing:517951	12/11/2015	http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/the-flexy-hand/ http://www.thingiverse.com/thing:640384/#files	- Parcial da mão	- Filaflex - PLA	X	X

Tabela 2 - O que existe no mercado.

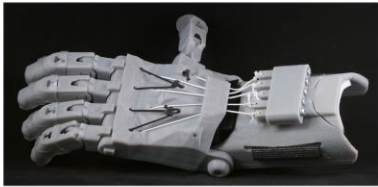





BAIXO CUSTO										
Tipologia	Marca	Produto	Características técnicas	Link de download CAD 3D	Acedido em:	Webgrafia (informação e imagens presentes)	Nível de Amputação	Materiais	Peso	Custo
Próteses Mecânicas	e-NABLE	 Nome: Raptor Hand	"Developed collaboratively by some of e-NABLE's top designers, the Raptor Hand is designed with ease of printing and assembly in mind. Features include 3D printed snap pins, a modular tensioning system, and compatibility with both velcro and leather palm enclosures. The Raptor Hand is licensed under the Creative Commons-Attribution-Share Alike license."	http://www.thingiverse.com/thing:476403	21/09/15	http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/the-raptor-hand/ http://www.thingiverse.com/thing:476403	-Parcial da mão	-PLA -Fios -Elásticos -Parafusos -Velcro	150 gr	30 - 50 €
	e-NABLE	 Nome: Raptor Reloaded	"The team behind the original Raptor has released the Raptor Reloaded, an updated and re-factored version of the Raptor Hand. The entire device was modeled in Fusion 360, a free CAD tool that can import and export most standard solid body modeling formats such as STEP and IGES. By designing the hand in a tool compatible with numerous CAD packages, we hope to lower the barrier to contribution to the e-NABLE project for engineers and designers."	http://www.thingiverse.com/thing:596966 https://myhub.autodesk360.com/ue29da5d6/shares/public/SHabeeIQ-11a327cf2b7a605b954d0c151a57	21/09/15	http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/raptor-reloaded/	-Parcial da mão	-PLA -Fios -Elásticos -Parafusos -Velcro	X	X
	e-NABLE	 Nome: Cyborg Beast	"Developed by Jorge Zuniga and his research group at Creighton University, the Cyborg Beast is one of e-NABLE's most popular designs. Among its features are textured finger tips for improved grip, Chicago screw joints, protected cable routing through the body of the palm, and integrated tensioning system in the gauntlet. The Cyborg Beast is licensed under the Creative Commons-Attribution-Non-Commercial license. The Cyborg Beast has several different configurations to accommodate a variety of upper limb differences."	http://www.thingiverse.com/thing:261462	22/09/15	http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/cyborg-beast/ http://www.thingiverse.com/thing:261462	-Parcial da mão	-PLA -Fios -Elásticos -Parafusos -Velcro	X	X
	Karuna's Gauntlet (Cyborg Beast derivative)	 Nome: Cyborg Beast Gauntlets	"This is a short version of the Cyborg Beast Gauntlets that I have been experimenting with. I made this design considerably more robust as Karuna (the young boy this was made for) has a small arm and the other designs just became too thin at this scale. I think the shorter gauntlet might be appealing to some wearers as well."	http://www.thingiverse.com/thing:270322	21/09/15	http://www.thingiverse.com/thing:270322	-Parcial da mão	-PLA -Fios -Elásticos -Parafusos -Velcro	X	X
	Shea's Star Gauntlet (Cyborg Beast derivative)	 Nome: Shea's Star Gauntlet	"This is a derivative of Karuna's short gauntlet, but 3D stars were added to suit the stylish tastes of Shea. This gauntlet is used with Jorge Zuniga's awesome Cyborg Beast palm section and fingers."	http://www.thingiverse.com/thing:276262	21/09/15	http://www.thingiverse.com/thing:276262	-Parcial da mão	-PLA -Fios -Elásticos -Parafusos -Velcro	X	X
	Cyborg Beast	 Nome: Adjustable Thumb	"A thumb with a locking mechanism to allow the thumb to be moved to four positions has been developed in order to improve function for prehensile activities."		21/09/15	http://www.cyborgbeast.org/devices/	-Parcial da mão	-PLA -Fios -Elásticos -Parafusos -Velcro	X	X

Tabela 2 - O que existe no mercado

BAIXO CUSTO

Tipologia	Marca	Produto	Características técnicas	Link de download CAD 3D	Acedido em:	Webgrafia (informação e imagens presentes)	Nível de Amputação	Materiais	Peso	Custo
Próteses Mecânicas	Cyborg Beast		"Some children have a functional thumb on the involved hand. In order to allow the thumb to interact with the Cyborg Beast fingers, a one-hinged device was developed to allow un-impaired use of the functional thumb."	X		http://www.cyborgbeast.org/devices/	-Parcial da mão	-PLA -Fios -Elásticos -Parafusos -Velcro	X	X
		Nome: One-hinged Cyborg Beast				21/09/15				
	Cyborg Beast		Cyborg Beast designed to incorporate wrist ulnar and radial deviation (side-to-side movement of the wrist) in addition to wrist flexion and extension.	X		http://www.cyborgbeast.org/devices/	-Parcial da mão	-PLA -Fios -Elásticos -Parafusos -Velcro	X	X
		Nome: Sem nome				21/09/15				
	Cyborg Beast		For children with trans-radial reductions or who lack the necessary wrist motion for the standard Cyborg Beast, the Cyborg Arm was developed. Grasping is achieved through active elbow extension.	X		http://www.cyborgbeast.org/devices/	-Parcial da mão	-PLA -Fios -Elásticos -Parafusos -Velcro	X	X
		Nome: Protese Biônica				21/09/15				
	Cyborg Beast		The Cyborg Beast can be customized to improve visual appeal for the child.	X		http://www.cyborgbeast.org/devices/	-Parcial da mão	-PLA -Fios -Elásticos -Parafusos -Velcro	X	X
		Nome: Sem nome				21/09/15				
e-NABLE			"The Talon Hand is probably the most durable e-Nable hand design and boasts the greatest grip strength, but relies on a user with a greater range of motion. It is also one of the more challenging and time-consuming e-Nable device to assemble. The Talon mounts onto a leather shoe-and-cuff to make it wearable by the user. The Talon Hand is licensed under GNU GPL V3."	http://www.thingiverse.com/thing:229620		http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/talon-hand/	-Parcial da mão	-PLA -Fios -Elásticos -Parafusos -Velcro -Pele	X	X
		Nome: Talon Hand 2.X				21/09/15				
e-NABLE			"The Odysseus Hand Peter Binkley developed this hand for a young boy in Greece. Departing from the traditional five fingers, the "Ody" hand instead uses three fingers to reduce the force necessary for grasping. The Ody hand uses the same tensioning system and leather gauntlet as the Talon Hand and is licensed under the GNU GPL V2."	http://www.thingiverse.com/thing:262930		http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/odysseus-hand/	-Parcial da mão	-PLA -Fios -Elásticos -Parafusos -Velcro -Pele	X	X
		Nome: Odysseus Hand				21/09/15				

Tabela 2 - O que existe no mercado.








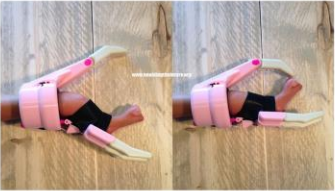




BAIXO CUSTO										
Tipologia	Marca	Produto	Características técnicas	Link de download CAD 3D	Acedido em:	Webgrafia (informação e imagens presentes)	Nível de Amputação	Materiais	Peso	Custo
Próteses Mecânicas	e-NABLE	 Nome: Sem nome	X	X	21/09/15	https://www.facebook.com/enableorganization/photos/pb.554753701269089.-	-Parcial da mão	-PLA -Fios -Elásticos -Parafusos -Velcro	X	X
	e-NABLE	 Nome: Sem nome	X	X	21/09/15	https://www.facebook.com/enableorganization/photos/pb.554753701269089.-	-Parcial da mão	-PLA -Fios -Elásticos -Parafusos -Velcro	X	X
	e-NABLE	 Nome: Sem nome	X	X	21/09/15	https://www.facebook.com/enableorganization/photos/pb.554753701269089.-	-Transradial	-PLA -Fios -Elásticos -Parafusos -Velcro	X	X
	e-NABLE	 Nome: Sem nome	X	X	21/09/15	https://www.facebook.com/enableorganization/photos/pb.554753701269089.-	-Transradial	-PLA -Fios -Elásticos -Parafusos -Velcro	X	X
	e-NABLE	 Nome: Sem nome	X	X	21/09/15	https://www.facebook.com/enableorganization/photos/pb.554753701269089.-	-Parcial da mão	-PLA -Fios -Elásticos -Parafusos -Velcro	X	X
	e-NABLE	 Nome: Sem nome	X	X	21/09/15	https://www.facebook.com/enableorganization/photos/pb.554753701269089.-	-Parcial da mão	-PLA -Fios -Elásticos -Parafusos -Velcro	X	X

Tabela 2 - O que existe no mercado

BAIXO CUSTO										
Tipologia	Marca	Produto	Características técnicas	Link de download CAD 3D	Acedido em:	Webgrafia (informação e imagens presentes)	Nível de Amputação	Materiais	Peso	Custo
Próteses Mecânicas	e-NABLE	 Nome: Sem nome	X	X	21/09/15	https://www.facebook.com/enableorganization/photos/pb.554753701269089.-	-Parcial da mão	-PLA -Fios -Elásticos -Parafusos -Velcro	X	X
	e-NABLE	 Nome: Sem nome	X	X	21/09/15	http://enablingthefuture.org/2015/10/28/a-3d-printed-hand-for-yu-lia-%E2%80%A2creative-design/	-Parcial da mão	-PLA -Fios -Elásticos -Parafusos -Velcro	X	X
	e-NABLE	 Nome: Owen Replacement Finger	"This design uses the Thingiverse Customizer Web-App to create custom-fit replacement fingers."	http://www.thingiverse.com/thing:157179 http://www.thingiverse.com/thing:157186	12/11/2015	http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/the-owen-replacement-finger/ http://www.thingiverse.com/thing:157186	-Dedos	-PLA -Fios -Elásticos -Parafusos -Velcro	X	X
	e-NABLE	 Nome: RIT Arm	"The RIT Arm is an adaptive device people an arm with an elbow but no wrist. It can be actuated by bending the residual elbow (video) or via a bowden cable connected to a shoulder harness (video). The arm was originally developed by e-NABLE members at Rochester Institute of Technology (video)."	https://www.youmagine.com/designs/rit-e-nable-arm-v0-43	16/11/15	http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/rit-arm/	-Transradial	X	X	X
	e-NABLE	 Nome: Sem nome	X	X	16/11/15	http://enablingthefuture.org/2015/10/01/recipient-of-3d-printed-hand-gifts-little-girl-with-a-3d-printed-arm-paying-it-forward/	-Transradial	X	X	X
	e-NABLE	 Nome: Sem nome	X	X	16/11/15	http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/the-owen-replacement-finger/ http://www.thingiverse.com/thing:157186 https://www.facebook.com/enableorganization/photos/pb.554753701269089.-	-Transradial	X	X	X

4.3 Próteses de Custo Elevado

4.3.1 Introdução

A pesquisa de próteses de custo elevado permite perceber de que forma certas particularidades poderão ser adaptadas ao produto que se pretende construir. Estas próteses, apesar do seu grande potencial e de tudo que são capazes de proporcionar aos utilizadores, apresentam custos que podem variar entre os seiscentos e os vinte mil euros.

Nesta secção são apresentados e analisados dois tipos de prótese: a prótese Be-Bionic e a Prótese Mecânica.

4.3.2 Análise da prótese Be-Bionic

Das várias marcas apresentadas, tais como Conforpés, Steeper, Ethnos, Troppman e Ottobock, foi analisada a prótese da marca Be-Bionic.

A prótese apresentada na figura 23, Be-Bionic, é uma das próteses mioelétricas mais completas existentes no mercado. Esta é capaz de proporcionar ao utilizador catorze posições distintas da mão (consultar anexo VIII), que são controladas por pequenos motores presentes em todos os dedos. As posições do polegar são selecionáveis manualmente e permite ainda quatro posições do pulso. Os dedos são apenas articulados entre o metacarpo e a falange proximal e entre a falange proximal e a falange média. A articulação presente entre a falange média e a falange distal está numa posição fixa mas ergonómica (STEEPER 2015).

Tem sensores de aperto e ainda a capacidade de detetar se algum objeto está a fugir da mão, ajustando automaticamente o punho, e impedindo assim acidentes. A qualidade da construção e dos materiais tornam a prótese suficientemente resistente para suportar até 45 Kg, permitindo o transporte de objetos pesados bem como empurrar-se de uma posição sentada.

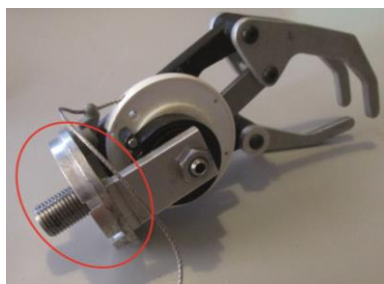
Este conjunto de características traduz-se numa mão versátil, com um bom desempenho e funcionalidade, o seu custo ronda os vinte mil euros (STEEPER 2015).



Figura 23 – Prótese Be-Bionic
(STEEPER 2015)

4.3.3 Análise de uma prótese mecânica

Uma das próteses mecânicas mais económica (com um custo de cerca de seiscentos euros), geralmente utilizada por alguns amputados ao nível de amputação trans-radial, é a apresentada na figura 24. Esta é composta por um mecanismo que permite o fecho e abertura da mão através do movimento de uma articulação funcional, por meio de um cabo de aço (abertura das omoplatas, ou da rotação do cotovelo). Para ter um aspeto mais agradável, por cima do gancho (figura 24 a)) é colocada uma luva em PVC (figura 24 b)), e por fim por uma luva em silicone como revestimento cosmético (figura 24 c)). A sua ligação ao membro amputado é feita através de um componente que é produzido à medida de cada utente onde encaixa a parte salientada na figura 24 a).



a)



b)



c)

Figura 24 - a) Gancho, b) Luva em PVC, c) Luva cosmética
(do autor)

4.4 Próteses de Baixo custo

4.4.1 Introdução

As próteses de baixo custo, do projeto e-NABLE, tentam combater a falta de meios e, conseqüentemente, garantir acessibilidade daqueles que necessitam de próteses mas que não possuem poder monetário suficiente para aquisição de uma prótese convencional. Estas próteses não tentam substituir as próteses médicas, são apenas um meio alternativo. Geralmente são aplicadas em crianças, apesar de alguns adultos também as usarem.

Atualmente, existem soluções para amputações parciais e totais da mão, amputações ao nível dos dedos e para amputações transradiais (figura 25). Em todas existe a necessidade de uma articulação funcional (pulso ou cotovelo, para fazer o fecho da prótese). Nesta secção é analisada a prótese *Raptor Reloaded*.

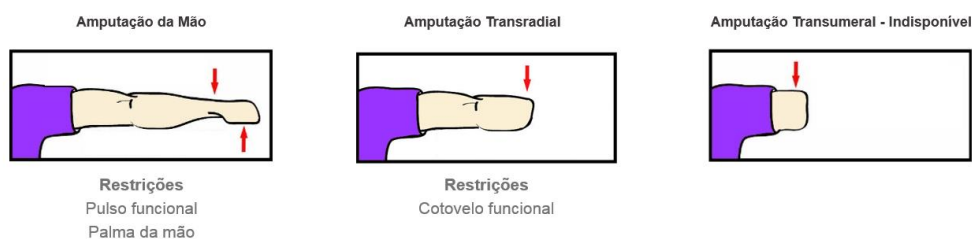


Figura 25 – Níveis de amputação
(OWEN 2015)

4.4.2 Análise da prótese Raptor Reloaded

A prótese Raptor Reloaded foi das primeiras próteses do género a serem desenvolvidas. Pode custar entre 34€ a 58€ consoante o local da impressão como se pode observar na tabela 3. Esta, apesar de todo o seu historial, apresenta alguns problemas funcionais, construtivos, ergonómicos e o seu aspeto estético não é o mais apelativo. Na figura 26 pode ver-se as partes que constituem a prótese.

Segundo o Dr. Pedro Cantista, 2016, o movimento requerido para a obtenção do fecho da prótese é a flexão do pulso, colocando assim a mão numa posição não-funcional. Este movimento deveria ser precisamente o oposto, devendo a prótese ser ativada com o gesto de extensão do pulso colocando a mão na sua posição funcional.

Por fim, apresenta soluções mecânicas para esta articulação que do ponto de vista estético e funcional não são as mais eficazes: os elásticos usados acabam por perder a elasticidade, num curto espaço de tempo e as dobradiças são ineficazes, acabando por não ser funcionais, porque o eixo das mesmas salta com bastante frequência. Outros problemas detetados são: dedos todos do mesmo tamanho, o que não reflete uma mão verdadeira, existência de dobradiças pouco dissimuladas e fios e elásticos também visíveis e desprotegidos.



Figura 26 - Partes que constituem a prótese Raptor Reloaded

(BINKLEY 2015)

Tabela 3 - Custo da prótese Raptor Reloaded

(do autor)



Raptor Reloaded

Material: PLA

Extras: elásticos;
parafusos; velcro

	Custo da Impressão/H	Tempo de impressão	Extras	Total
MediaMarket Prusa i3 Hephestos	3,00 € (material incluído)	x 16 H	+10,00 €	58,00 €
Sist. Pessoal I Prusa	1,50 € (material incluído)	x 16 H	+10,00 €	34,00 €

Capítulo 5

Fabrico Aditivo

5.1 Introdução

O Fabrico Aditivo (FA) é uma tecnologia que tem vindo a ser explorada há mais de 50 anos, mantendo-se em crescente evolução e desenvolvimento. Esta tecnologia está presente na impressão de protótipos para as mais diversas aplicações industriais: indústria têxtil, automóvel, alimentar, armamento, próteses, ferramentas, entre outras. Apesar da sua grande utilidade e versatilidade é ainda muito direcionada para a indústria (protótipos) e para produção de baixo volume.

Atualmente vive-se o auge do FA e estão a ser desenvolvidas novas técnicas, processos e materiais para dar resposta às inúmeras aplicações desta tecnologia nas mais variadas áreas, existindo já mais de 30 técnicas de impressão diferentes (LINO 2015).

O FA começa a estar cada vez mais presente no quotidiano da sociedade com os "sistemas de impressão pessoal" (LINO 2013). O grande objetivo desta tecnologia é que seja possível imprimir uma vasta variedade de produtos de utilização diária com a mesma facilidade e simplicidade com que se imprime um documento, ainda que esta realidade esteja num futuro distante (GRENDAL 2009).

5.2 Enquadramento Histórico

Apesar da visibilidade e importância atribuída à tecnologia ser apenas recente, a sua exploração decorre já desde os anos 60. A primeira impressora foi criada por Charles W. Hull em 1987. Desde então, ao longo dos anos, empresas por todo o mundo têm explorado e melhorado esta tecnologia (LINO 2013, 2015). Entre os anos 2008 e 2012, esta tecnologia teve uma evolução e um crescimento exponencial, no “Wholers Report 2013” Greg Morris diz que “*It’s like someone flipped a switch.*”¹⁷ (LINO 2013).

A figura 27 apresenta o número de sistemas de impressão com um preço inferior a cinco mil euros, vendidos por ano entre 2007 e 2014.

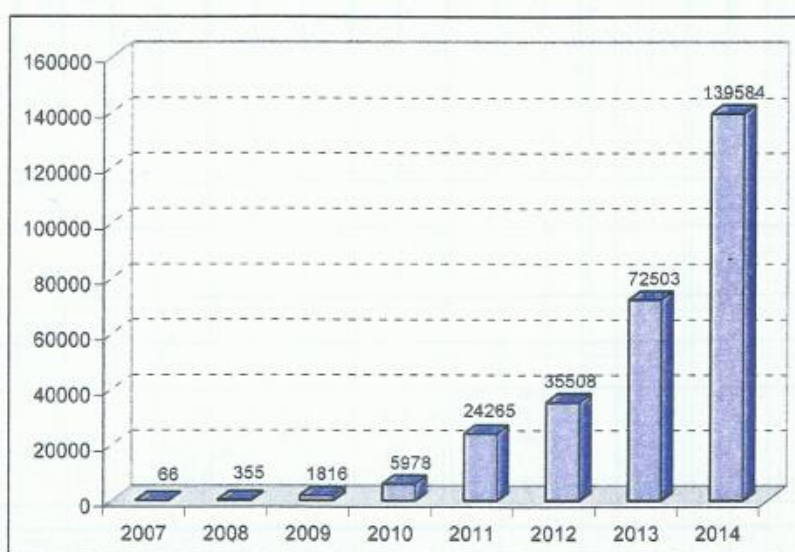


Figura 27 -Gráfico de Sistemas de impressão com preço inferior a cinco mil euros
(LINO 2015)

¹⁷ «É como se alguém tivesse ligado um interruptor.» (LINO Maio de 2013, p. 263).

5.3 O que é a Impressão 3D

A impressão 3D consiste na produção de objetos por adição de camadas de material, num curto espaço de tempo, sendo praticamente ilimitada em termos de formas.

Para a obtenção de um produto ou protótipo, é necessário passar pelo processo de transformação da modelação CAD 3D para obtenção do produto final, que se organiza em quatro etapas principais: primeiro modela-se o objeto pretendido em CAD 3D; de seguida, este é transformado num ficheiro “.STL” que converte as superfícies da geometria em triângulos; posteriormente, este é introduzido no *software* que, finalmente, o traduz num ficheiro “.gcode”. Este processo consiste na conversão das superfícies que formam a volumetria, em camadas de construção (*layers*) e, se necessário, a geração de suportes (ALVES, et al. 2001).

A geração de suportes ocorre quando uma peça apresenta uma saliência como exemplificam as imagens de baixo da figura 28

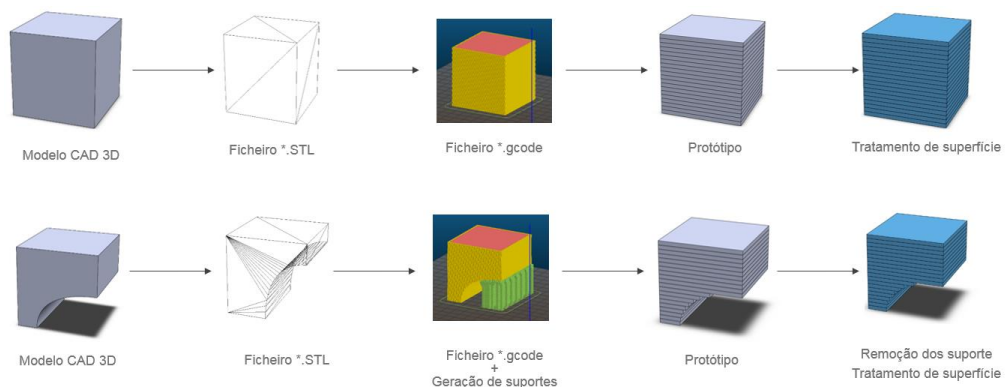


Figura 28 – Processo de conversão de um ficheiro cad num protótipo
(do autor)

5.4 Processos de Impressão 3D e Aplicações

Os vários processos de FA, podem dividir-se em três grupos: sistemas de FA de Base- Líquida, de Base-Sólida e de Base-Pó. Esta divisão rege-se pelo estado dos materiais usados em cada um dos processos (CHUA e LEONG 2015).

A figura 29 apresenta as indústrias que o FA serve, ilustrando, assim, a sua grande diversidade de aplicações: Indústria Automóvel, Indústria Aeroespacial, Máquinas Industriais/Indústria, Bens de Consumo/Eletrónicos, Medicina/Medicina Dentária, Instituições Académicas, Indústria Militar e Governamental, Arquitetura, entre outros (LINO 2015).

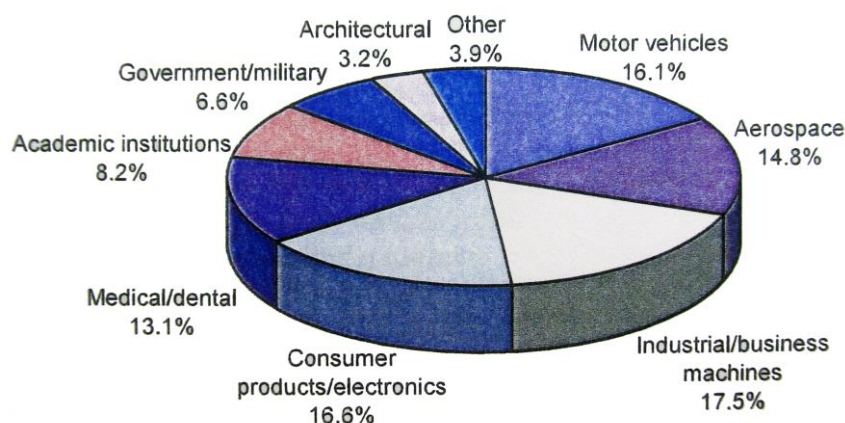


Figura 29 - Gráfico de indústrias que o FA serve
(LINO 2015)

5.4.1 Sistema de impressão FDM

O processo atualmente mais utilizado é o Fused Deposition Modeling (FDM). Surgiu em 1991 pela empresa Stratasys Inc., E.U.A. e insere-se nos sistemas de base-sólida. Este processo consiste na extrusão de um filamento através de um orifício que é alimentado por uma bobine. Por norma, estas máquinas têm duas cabeças extrusoras, uma para o material de construção e outra para o material de suporte (figura 30) (LINO 2013).

Os sistemas de impressão pessoais têm tido, nos últimos anos, um crescimento significativo. Entre os anos 2008 a 2011 o número de vendas por unidade cresceu aproximadamente 346%. Já nos anos 2011 a 2014 o número de vendas cresceu 137,2% (CHUA e LEONG 2015; LINO 2015).

Pode dizer-se que o grande impulsionador deste fenómeno foi o projeto *RepRap*, desenvolvido na Universidade de *Bath* (Grã-Bretanha) em 2005 por Adrian Bowyer. É um projeto *open-source*, que se fundamenta na construção de uma impressora 3D baseada no processo de extrusão. O objetivo final do projeto era construir uma impressora capaz de fazer cópias dela própria. Atualmente estima-se que existam 300 tipos diferentes de impressoras *RepRap* por todo o mundo (ALVES, et al. 2001; LINO 2013).

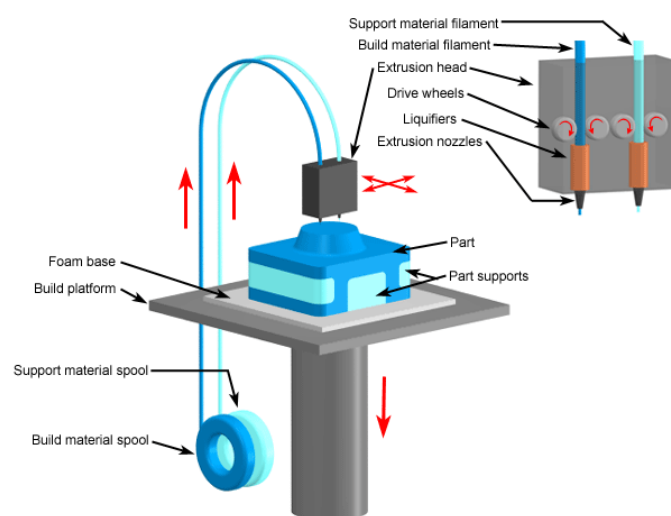


Figura 30 - Modo de funcionamento
(CUSTOMPARTNET 2008)

5.4.2 Efeito de escada e tratamento de superfície

Tal como ilustra a figura 31 a impressão 3D é feita através da adição sucessiva de camadas, das quais resulta o denominado “Efeito de Escada”. Para minimizar este efeito existem soluções de tratamento de superfície como a lixagem, a pintura, aplicação de acetona e ainda a aplicação de outros produtos específicos.

O XTC, produto da marca SMOTH-ON, é económico, retifica o efeito de escada, sendo possível a posterior pintura da peça (figura 32). Este produto pode ser aplicado em vários tipos de superfícies como o plástico, papel, espuma, cartão, ABS, PLA, SLS Prints, SLA Prints, entre outros (B 2014).

Um outro método ao qual se pode recorrer é a aplicação de acetona, sobre a superfície do objeto que, consoante o tempo de exposição à acetona, apresenta vários níveis de corrosão até atingir o aspeto pretendido. Este processo apenas pode ser usado nas impressões em ABS.

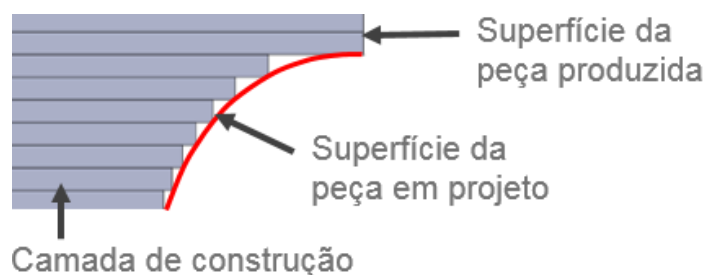


Figura 31 – Efeito escada na impressão 3D
(do autor)

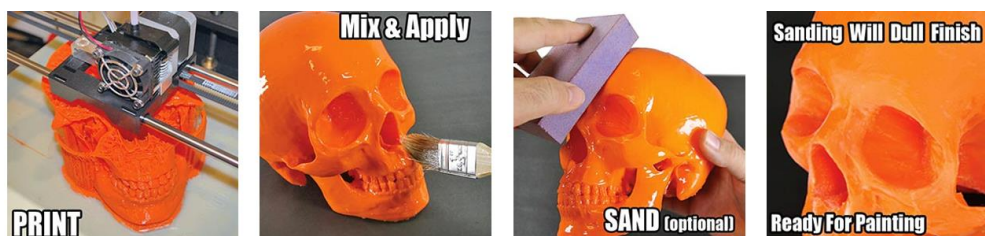


Figura 32 – Aplicação do produto XTC
(B 2014)

5.4.3 Densidades de enchimento e tipos de materiais

Existe uma grande diversidade de materiais pelos quais se pode optar para a produção de um produto por FA ou protótipo. Estes variam entre polímeros, elastómeros e ainda uma mistura de polímeros com materiais naturais como a madeira, cobre, etc., que lhes confere acabamentos e propriedades diferentes na impressão.

As propriedades de impressão, presentes no ficheiro *.gcode, variam consoante o material escolhido para a impressão. Dentro deste ficheiro são reguladas várias informações como a velocidade de impressão, a altura da camada de impressão, a espessura da parede, a temperatura de extrusão e da cama quente. Desta forma obtém-se uma variedade de propriedades que se definem consoante o objetivo pretendido.

Uma destas características é a densidade de enchimento da peça. Este parâmetro pode ser ajustado entre os valores de zero a cem por cento como se pode ver na figura 33.

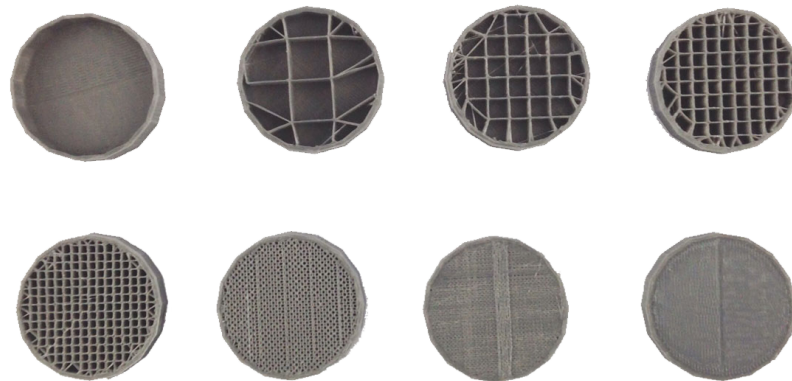


Figura 33 - Densidades de enchimento. 0 %; 5 %; 10 %; 15 %; 25 %; 50 %; 75 %; 100 %
(BUDMEN 2013)

Capítulo 6

Sistema de Impressão Pessoal

6.1 Introdução

O desenvolvimento do sistema de impressão pessoal (SIP) surgiu da necessidade de aquisição de uma impressora 3D para conseguir dar resposta às exigências emergentes do meu projeto de dissertação, a impressão de próteses.

Optei por construir e desenvolver a minha própria impressora em vez de comprar, uma vez que tal me permitiria perceber e conhecer toda a sua construção, componentes, peças e sistema operativo, dando assim aso a esta minha característica intrínseca de saber fazer mais utilizando a curiosidade, a pesquisa e o trabalho manual como recursos.

A impressora que desenvolvi deriva do modelo, Prusa i3 Hephestos da marca BQ (figura 34). Trata-se de uma impressora feita por “makers” que se encontra disponível em bases de dados *open-source* onde podem ser descarregados, de forma gratuita, todos os componentes e novas atualizações de peças e *hardware*. Faz parte da comunidade *RepRap*, sendo a mais popular na mesma (BQ 2016).

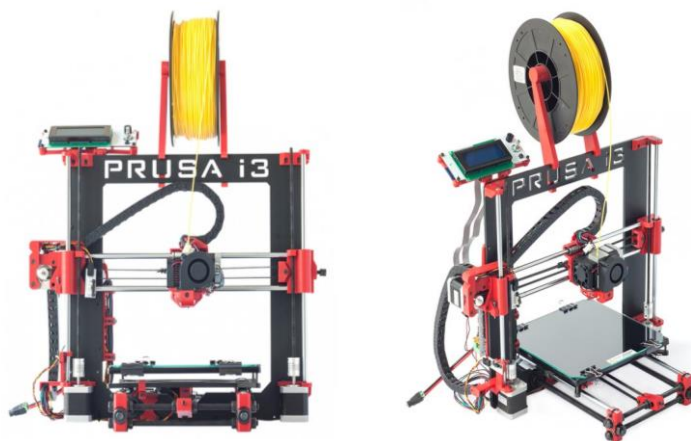
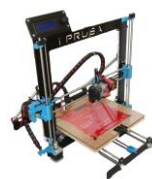


Figura 34 - Prusa i3 Hephestos
(BQ 2016)

6.2 Objetivos para o SIP

A tabela 4 mostra as “reviews” das impressoras Cube Pro, Prusa i3 Hephestos e Prusa Steel e o sistema de impressão pessoal. O objetivo foi estabelecer uma comparação entre alguns dos vários sistemas de impressão presentes no mercado e avaliação dos respetivos parâmetros numa escala de zero a dez. Aqui é avaliada a qualidade de impressão, a facilidade de uso, o *software*, a qualidade de construção e, por fim, o custo.

Tabela 4 - Reviews das impressoras Cube Pro, Prusa i3 Hephestos e Prusa Steel
(3D Hubs B. V., 3d hubs 2012)



	Cube Pro	Prusa i3 Hephestos	Prusa Steel	SIP
Qualidade de Impressão	6.9	8.5	8.9	8.7
Facilidade de Uso	8.2	7.5	7.4	7.5
Software	6.5	8.2	9.1	9.1
Qualidade de construção	8.4	8.1	9.3	9.3
Custo da Impressora	7.0 (2.200,00 €)	9.0 (500,00 €)	9.3 (460,00 €)	9.0 (550,00 €)
Total	7.4	8.3	8.8	8.7
Escala 0 – 10				

6.3 Desenvolvimento do SIP

Mediante a análise da Prusa i3 Hephestos (figura 35) através da consulta do site da BQ, e presencialmente a partir do estabelecimento comercial (MediaMarket), percebi que existiam vários aspetos que podiam ser melhorados e otimizados. No anexo IX pode-se analisar as especificações deste produto. Os aspetos mais importantes a referir são: a alteração da dimensão da mesa de impressão e da estrutura, aumentando 100mm em todos os eixos; a alteração do desenho da estrutura, criando um apoio para o visor (figura 35 (1)); a troca dos apoios dos varões do eixo Y por um sistema mais recente (figura 35 (2)) (consultar anexo X); e, por fim, a aplicação da cama quente.

O processo de desenvolvimento passou pelo redimensionamento da estrutura principal e pelo respetivo corte de chapa; pelo desenho e impressão de peças; pela montagem; afinação; e, por fim, aquisição de conhecimento acerca dos *softwares* usados para o seu funcionamento. Para a obtenção dos ficheiros da Prusa i3 recorri ao repositório *open-source*, *Thingiverse*, onde fiz o *download* de todos os componentes que necessitava de imprimir, bem como o respetivo manual de montagem.

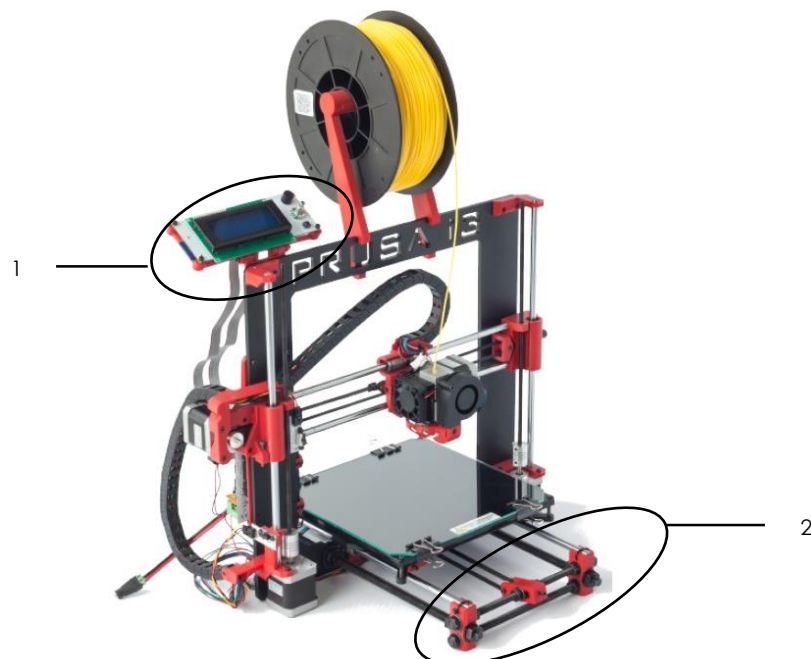
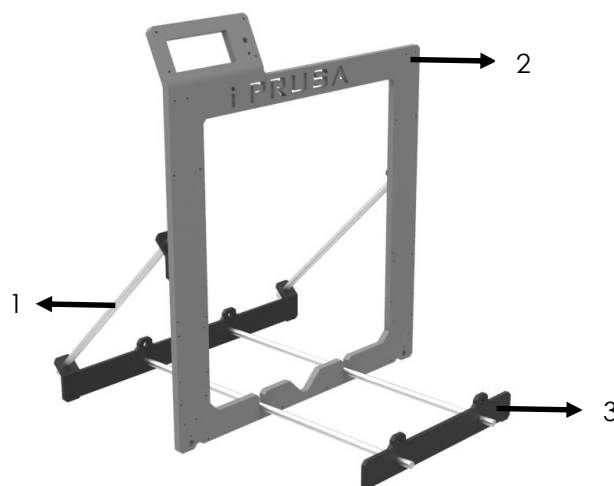


Figura 35 - Prusa i3
(3D Hubs B. V. 2012)

6.3.1 Alterações efetuadas

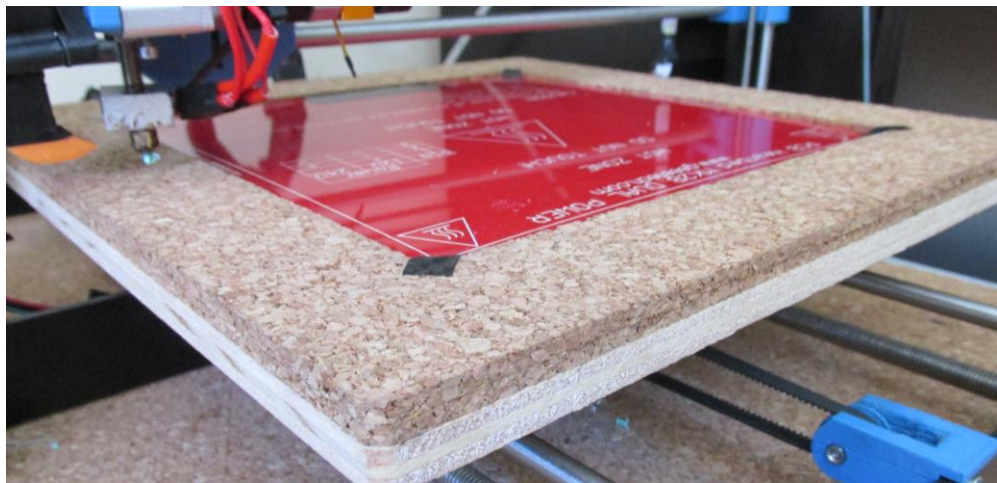
O redimensionamento da estrutura principal (cinza médio da figura 36), traduziu-se numa consequente perda de estabilidade, considerando a precisão de impressão um fator fundamental.

Como resposta a este problema reforçou-se esta estrutura com um varão roscado (1, figura 36), perfazendo um ângulo de 45° entre a estrutura principal (2, figura 36) e os apoios (3, figura 36). Foi também integrado um suporte para o visor na parte superior da estrutura que estabelece um *interface* imediato com o operador.

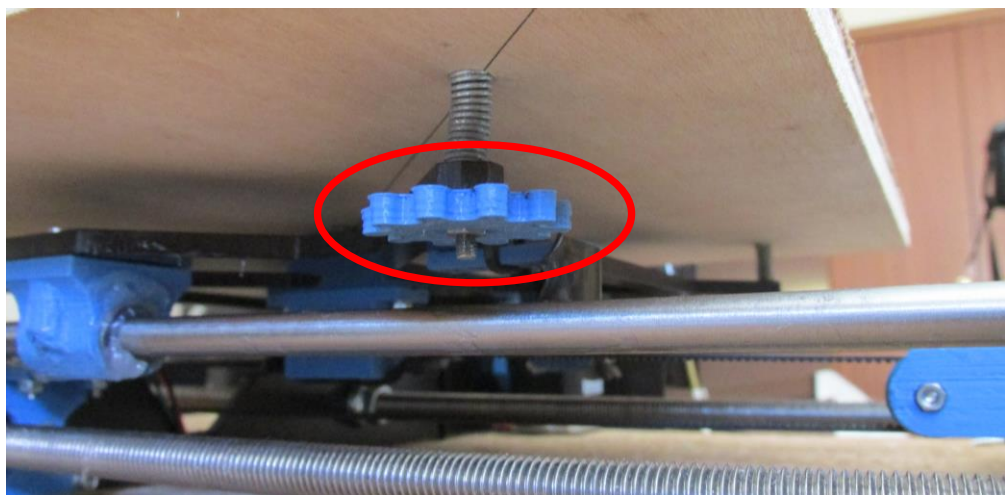


*Figura 36 – Estrutura metálica da impressora
(do autor)*

A fixação da cama quente (peça a vermelho, figura 37) à estrutura que se movimenta no eixo do Y apresenta uma solução em madeira e cortiça. A cortiça foi o material escolhido visto tratar-se de um bom isolante térmico, desta forma é impedida a dissipação do calor. Um detalhe que foi acrescentado foi a colocação de uma roda presa à porca (peça azul, figura 38) do parafuso que segura a cama quente à estrutura móvel. Desta forma, permite-se que o nivelamento da mesma seja mais fácil. O produto final é apresentado na figura 39.



*Figura 37 - Base da cama quente
(do autor)*



*Figura 38 - Roda de aperto
(do autor)*

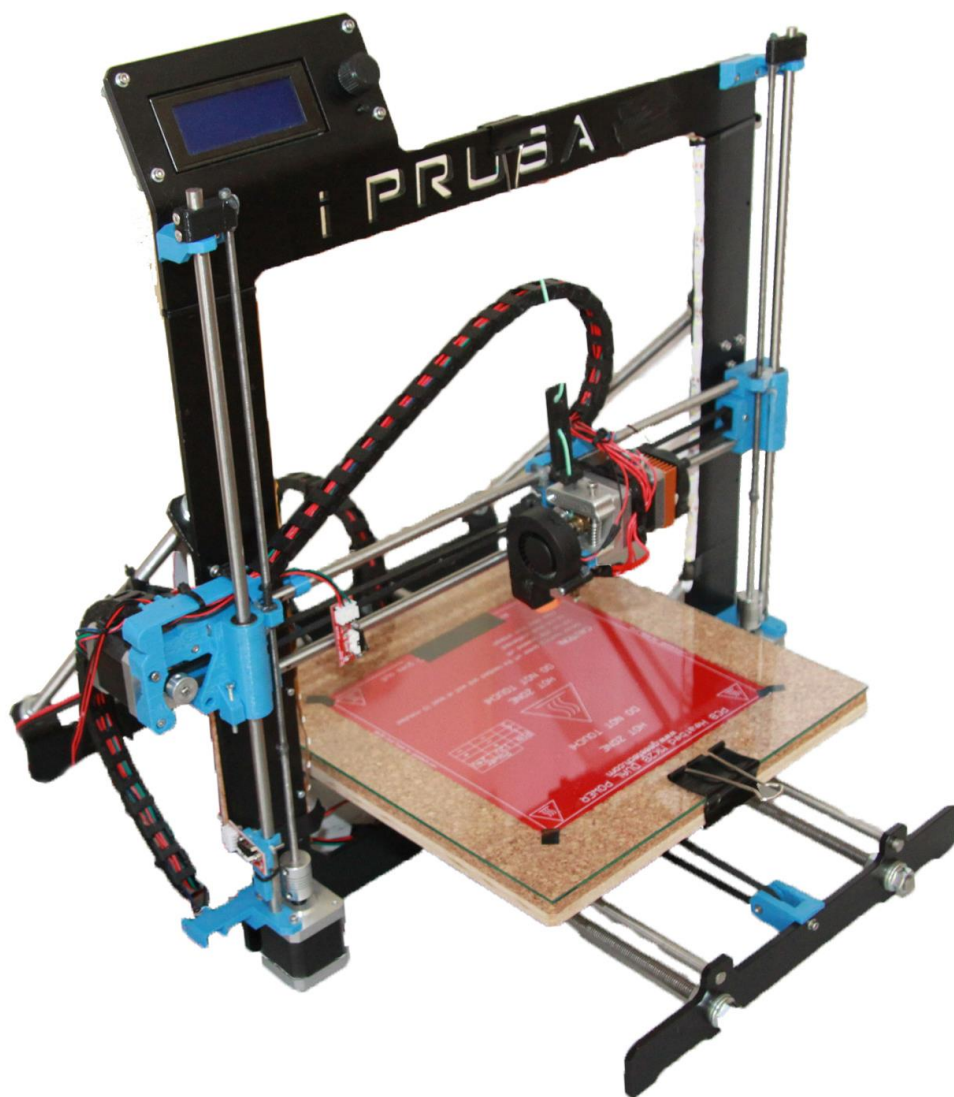
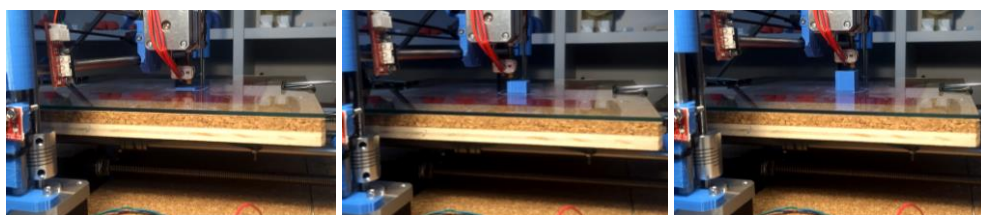


Figura 39 - Sistema de impressão pessoal
(do autor)

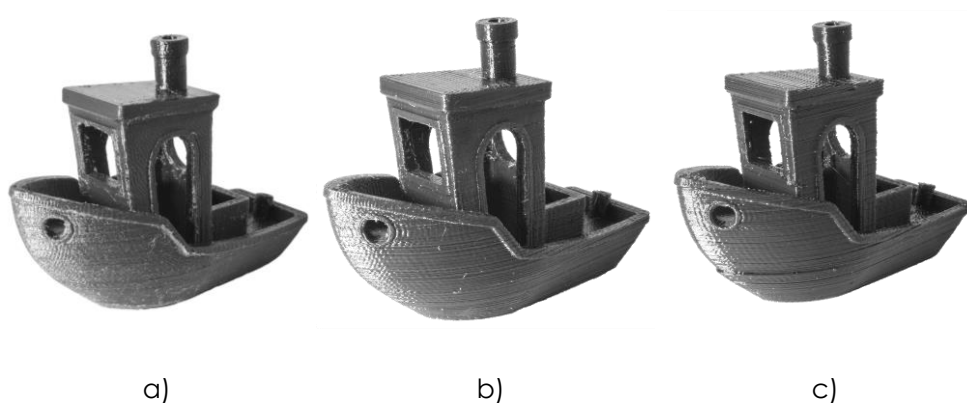
6.3.2 Testes de impressão

A primeira impressão efetuada pela máquina foi um cubo de 20mmx20mm, com o intuito de testar a precisão dimensional e ainda as configurações possíveis de impressão (velocidade, densidade, enchimento, parede, altura da camada, etc.). Após a impressão e a análise da peça, concluiu-se que esta apresentava as dimensões desejadas.

Posteriormente elaborou-se um teste com três alturas de camada diferentes testando assim três qualidades de impressão: alta; média; baixa (figura 40 e 41).



*Figura 40 - Teste de impressão
(do autor)*



*Figura 41 - Teste de qualidade
(do autor)*

III Parte

Desenvolvimento do Produto,
resultados e a sua discussão

Capítulo 1

Conceito e Definição do Produto

1.1 Conceito do Produto

"In Greek, the term organa originally denoted the various parts of a war-machine. Aristotle considered the articulated movements of vertebrate animals as being assimilated into mechanical movements, such as those of the components of a catapult. In fact, the Greeks had only one word, organon, to designate both a corporal organ and a tool. Further, the term is very closely related to the word ergon, meaning "labor". This relation between organ and tool, attested to by etymology, history, and theory, defines our action on space, on the environment, on the world we inhabit. Such a relation can "unfold in the space created by our technologically supplemented bodies, not merely that of our natural flesh."

(TEYSSOT 1994, p. 16)

Tal como Georges Teyssot expõe, a questão da mão está associada ao conceito de órgão que consiste numa parte que exerce uma função especial num corpo organizado.

Pretende-se com isto realçar que a mão, enquanto parte de um corpo organizado, é igualmente organizada na sua composição, e desta forma deve existir, fundamentalmente, como instrumento de trabalho, como uma ferramenta, através da qual é possível executar uma série de funções.

Também neste caso se pode estabelecer a relação entre a origem da palavra órgão e ergonomia. *Ergon* deriva da palavra *organon* e é o termo que designa o trabalho desse órgão, é, portanto, a ciência da correta adaptação ao corpo humano, que estuda a otimização do seu trabalho considerando-o como fonte de atividade produtiva.

Sabemos que no renascimento, Leonardo da Vinci, estudou o corpo humano e os movimentos dos seguimentos corporais, aplicando os princípios da biomecânica.

Segundo a interpretação do arquiteto Ignasi de Solà-Morales, a propósito do artigo '*Cuerpos Ausentes*' "*a arquitetura do classicismo partia da imitação do corpo humano com o fim de estabelecer uma relação teológica entre o corpo e a arquitetura*" (SOLÀ-MORALES 1997). O autor dá o exemplo do corpo canónico do diagrama do Homem Vitruviano, de Leonardo da Vinci, que apresenta um microcosmos perfeito refletido através da ordem numérica que regula as diferentes dimensões e as várias partes como o todo.

Esta noção está também implícita no conceito deste produto/prótese considerando a importância da proporção, forma e relação entre as partes que compõem o todo. Esta relação intrínseca e interdisciplinar entre a anatomia, antropometria, ergonomia, mecânica e o *design* introduz uma complexidade interessante que contribuiu para a definição deste projeto.

Deste modo, enquanto a antropometria está diretamente ligada às dimensões e proporções da mão, a ergonomia estabelece a relação entre a sua função e a sua forma, através de um desenho anatómico e soluções mecânicas, o mais realista possível. Deste modo, pretende-se atingir uma “ (...) imitação do corpo humano com o fim de estabelecer uma relação teológica entre o corpo e (...)” o *design*, ou seja, a produção de um produto que se assemelhe com uma mão, criando desta forma uma relação direta de proporções, formas e movimentos entre o corpo e a prótese.

Como foi exposto, o trabalho está intrinsecamente ligado a questões do âmbito da anatomia, antropometria e da relação do corpo com a manipulação de objetos, ferramentas ou máquinas. É na origem da definição de *ergonomia* que se encontra a palavra grega *Ergon*, e é no seu significado, trabalho, que se concentra o conceito da prótese. Compreendendo o conceito de ergonomia como o estudo do relacionamento entre o Homem e o seu trabalho, e a otimização do mesmo, permite estabelecer paralelismo entre a palavra *Ergon* e a prótese, entre o resultado formal que a função da prótese exige e a sua eficácia enquanto ferramenta.

E desta forma entendeu-se pertinente atribuir o nome ERGON à prótese.

1.2 Definição Geral do Produto

O produto apresentado consiste numa prótese mecânica que é acionada através do movimento de abertura das omoplatas, ou da rotação do cotovelo. Trata-se de um produto leve e de baixo custo, devido ao seu método de produção, a impressão 3D.

A sua ligação ao membro amputado é feita através de um componente que é produzido à medida de cada utente por um médico ortopedista (figura 42). Assim sendo, a ideia principal foi substituir o gancho mostrado na figura 43, mantendo a peça metálica (assinalada a vermelho, figura 44) permitindo desta forma a fixação do produto desenvolvido no componente produzido pelo ortopedista.

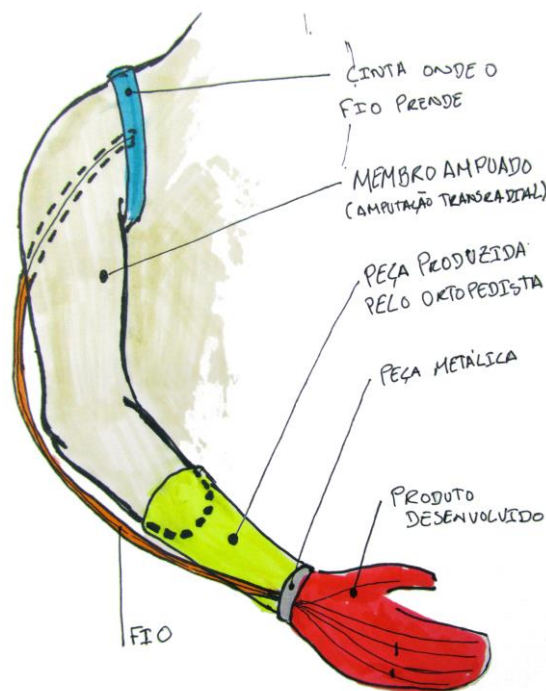


Figura 42 - Ligação do produto desenvolvido com o membro amputado
(do autor)



Figura 43 - Prótese mecânica vista de frente
(do autor)



Figura 44 - Prótese mecânica vista de trás
(do autor)

Posteriormente a prótese desenvolvida leva um revestimento cosmético em silicone que imita a mão humana, disfarçando o aspeto mecânico e robótico da mesma (tabela 2, Luva cosmética – *ETHNOS*).

Ao contrário das próteses mecânicas existentes, a prótese desenvolvida neste estudo possibilita dois tipos de preensão, preensão cilíndrica e preensão em esfera, permitindo ao utilizador maior liberdade e facilidade nas AVD's¹⁸. Estes dois tipos de preensão são permitidos pelo facto do dedo polegar da prótese ter a possibilidade de adquirir duas posições distintas. Este coloca-se na posição desejada com o auxílio da mão oposta (método presente na prótese mioelétrica Bionic). Caso se trate de um bi-amputado o posicionamento do polegar é feito com o auxílio da perna.

Conta ainda com peças em filamento flexível na zona da palma da mão e ponta dos dedos, permitindo uma maior aderência ao pegar em objetos. Os fios e as molas estão colocados de modo a que estejam escondidos, não interferindo com a estética do produto. Por outro lado, os componentes como, parafusos, pernos, molas, rolamentos, etc., são todos em materiais inoxidáveis impedindo a oxidação dos mesmos. Por fim, pretende-se que o desenho da prótese seja anatomicamente realista tal como traduzido através do *design* apresentado.

O produto desenvolvido rege-se então por uma série de objetivos:

- Produto leve
- Produto de baixo custo;
- Fabrico aditivo como método de produção;

¹⁸ Atividades de vida diária, como vestir, comer, cozinhar, etc.

- Dois tipos de preensão;
- Partes flexíveis;
- Fios e molas escondidos;
- Materiais inoxidáveis;
- Montagem fácil;
- Desenho anatômico/ergonômico.

Capítulo 2

Processo e Desenvolvimento do Produto

2.1 Primeira fase – Estudo Antropométrico e Anatômico da Mão

2.1.1 Introdução

A mão humana é algo fascinante e bastante complexo. Os movimentos que é capaz de produzir, a sua volumetria e geometria difíceis de entender, conduziram que fosse necessário elaborar, como primeira abordagem ao tema, um estudo dos seus movimentos e forma.

Considerando indispensável tanto o bom funcionamento mecânico como a correta proporção entre as várias partes da mão, o estudo incidiu, numa primeira fase, sobre a antropometria – que consiste em obter as medidas e proporções do punho e mão – e a anatomia – que permite compreender o funcionamento das articulações e a arquitetura da mão.

2.1.2 Antropometria

Após a análise das medidas médias do comprimento da mão dos sexos masculino e feminino, entendeu-se que a variante de quatro tamanhos é suficiente para dar uma resposta adaptada a cada pessoa, e desta forma disponibilizar os seguintes modelos: 21 centímetros; 19 centímetros; 17,5 centímetros; e 16 centímetros.

Para a obtenção das medidas necessárias para a modelação, foi realizado um modelo em gesso da mão de um homem adulto, com um comprimento de 210 mm, através de técnicas utilizadas em ortodontia e escultura, para a obtenção de moldes. Esta técnica consiste na mistura de água com alginato que resulta numa pasta, que é em seguida aplicada sobre a peça da qual se quer obter o molde, previamente colocada numa caixa. Após a secagem retira-se a peça e vaza-se gesso no molde. Posteriormente desmolda-se o gesso, obtendo-se uma reprodução fiel do objeto pretendido, conforme se pode observar na figura 45. Sobre este modelo foi feito um esquema de cores e foram desenhadas linhas que indicam as diferentes partes da mão e as zonas onde os dedos fazem o movimento de flexão e extensão para facilitar a medição, permitindo assim obter uma referência dimensional com maior precisão. Deste modo, obteve-se um esquema com as dimensões que compõem a mão, tal como apresentado na figura 46.



Figura 45 - Modelo em gesso de uma mão real, utilizado para a obtenção de todas as dimensões,
210 mm de comprimento
(do autor)

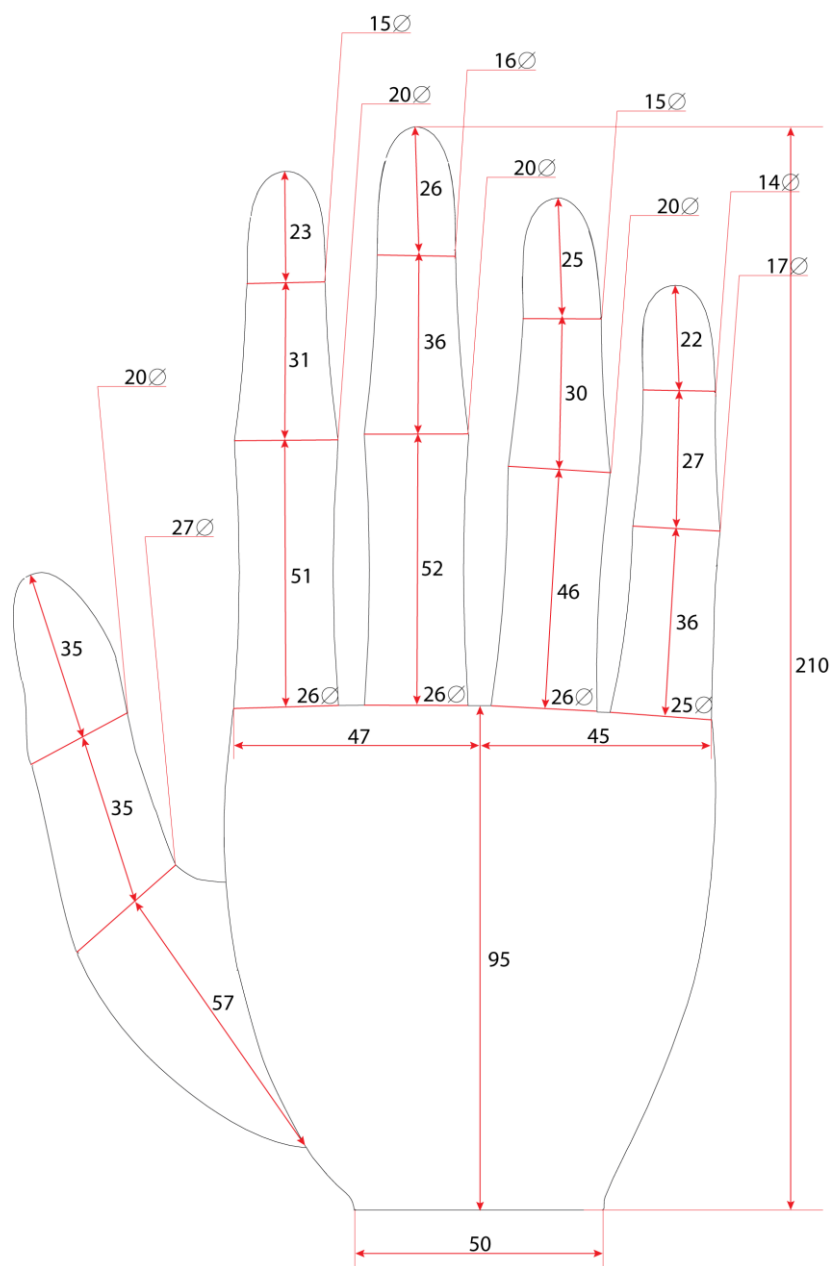


Figura 46 - Esquema de medidas da mão
(do autor)

2.1.3 Anatomia

Relativamente à anatomia da mão importa compreender a sua forma e as articulações presentes nos dedos. Estas podem ser do tipo charneira e em sela. A articulação charneira faz um movimento tipo uma dobradiça e está presente entre as falanges dos cinco dedos. A articulação em sela está presente entre o dedo polegar e o metacarpo. Os movimentos a reter para aplicar no funcionamento da prótese são os movimentos de flexão e extensão dos dedos.

As articulações presentes entre as falanges distais e médias dos dedos indicador, médio, anelar e mínimo, foram excluídas por serem pouco relevantes para o funcionamento da mão. Tomou-se então a decisão de fazer uma peça única de forma a reproduzir esta parte do dedo, considerando apenas um ângulo de 20° . Contudo, entre as falanges médias e as falanges proximais, e entre as falanges proximais e o metacarpo a articulação tem uma rotação de 90° . No dedo polegar entre a falange distal e a falange proximal, e entre a falange proximal e o metacarpo do polegar existe também uma possível rotação de 90° .

Considerou-se também ser importante integrar mais que um modo de preensão, através do polegar e da sua rotação a 54° que promove dois modos de preensão diferenciados, como se pode verificar na figura 47.

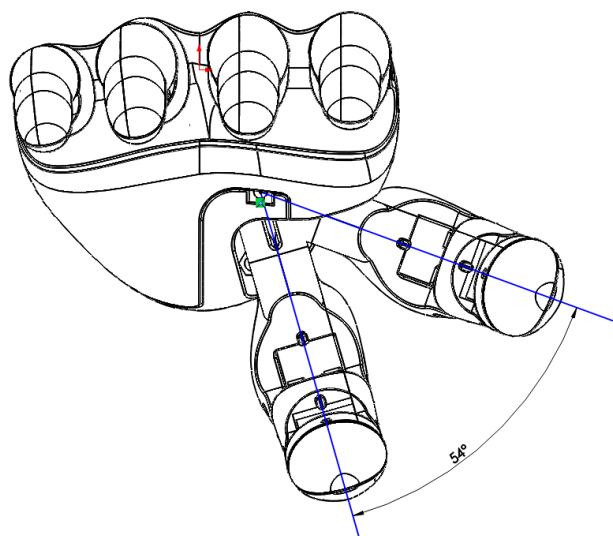


Figura 47 - Movimentação do polegar, com um ângulo de 54°
(do autor)

A mão apresenta ainda outros aspetos a considerar em termos de forma. Os dedos anelar e mínimo fazem um ângulo horizontal de 10° e um ângulo vertical de 3° em relação aos dedos indicador e médio, como demonstra figura 48 a) e b). Por fim a junção da mão com o punho origina um ângulo de 20° , colocando-a na posição funcional (figura 48 c)).

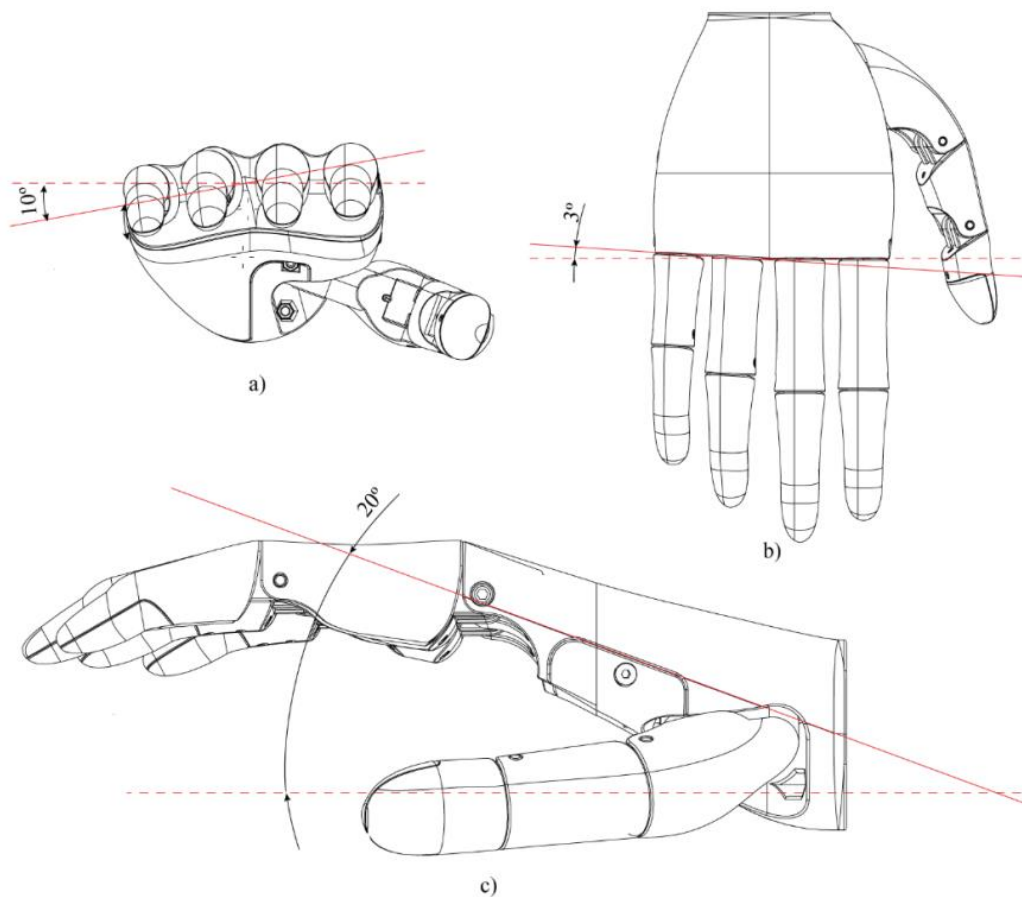


Figura 48 - Modelação da mão em 2D com indicação dos ângulos entre as diferentes partes de acordo com o modelo em gesso
(do autor)

2.2 Segunda fase – Estudo Funcional da Prótese

2.2.1 Introdução

Nesta secção pretende-se expor o estudo e desenvolvimento do sistema de dobradiça como solução às articulações presentes nos cinco dedos, bem como tentar outros métodos de flexão e extensão. Como tal, é apenas abordada a funcionalidade da dobradiça e dos resultados da ação das forças de extensão e flexão. Outras considerações importantes foram o modo como os componentes interferem na estética, bem como a escolha dos mesmos.

2.2.2 Projeto do sistema de articulação para extensão e flexão dos 5 dedos

A prótese de referência, como a *Raptor Reloaded*, apresenta soluções mecânicas para as dobradiças que, do ponto de vista estético e funcional não são as mais eficazes. No caso da *Raptor Reloaded*, e da maior parte das próteses disponibilizadas pela e-NABLE, os elásticos usados acabam por perder a elasticidade e, conseqüentemente, a força, num curto espaço de tempo. As dobradiças são também ineficazes, acabando por não ser funcionais, no sentido em que o eixo das mesmas salta com bastante frequência. Por fim, o facto dos fios e dos elásticos serem visíveis tornam a prótese menos realista, o que pode causar desagrado para o amputado (consultar anexo XI).

Através da análise feita à prótese de baixo custo, *Raptor Reloaded*, foram identificados os seguintes problemas:

- Sentido de fecho da prótese;
- Dedos todos do mesmo tamanho;
- Fios e elásticos visíveis;
- Pouco ergonómica;
- Aspeto estético;
- Pouca aderência na preensão de objetos.

Tendo em consideração os aspetos referidos, foi definida uma lista de condicionantes e restrições para o sistema de dobradiça, de extensão e de flexão. No anexo XII podem ser consultados alguns dos desenhos elaborados para o desenvolvimento do sistema de dobradiça. Assim, o objetivo é desenvolver um sistema de articulação considerando os seguintes pressupostos:

- Flexão a 90° obrigatoriamente, permitindo o fecho total dos dedos;
- Bloqueio do movimento de rotação na parte superior, impedindo a hiperextensão;
- Componentes que produzem as forças extensoras e fletoras escondidos;
- Força extensora: dobradiça flexível;
- Força fletora: através de um fio;

Tendo em conta estas restrições e condicionantes indicadas, numa primeira iteração, foi estudada a solução mostrada na figura 49. Esta consiste na impressão da dobradiça em filamento flexível (cinza claro). Esta opção surgiu da ideia de usar a própria dobradiça como elástico, beneficiando assim das características de elasticidade do próprio filamento, para evitar o uso de elásticos, que, como supramencionado, se pode tornar inestético.

Para a passagem do fio foi testada a existência de um túnel na parte inferior das peças. Nesta solução são utilizadas tampas laterais, que permitem a montagem e desmontagem do próprio sistema (cinza escuro).

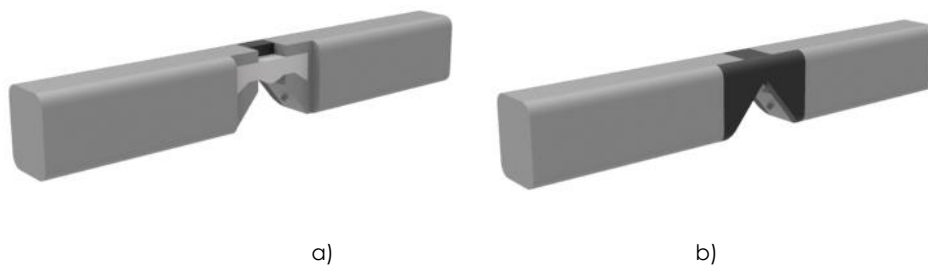


Figura 49 - a) Projeto da articulação utilizando como dobradiça filamento flexível, zona mais clara no centro; b) articulação com a tampa a proteger a dobradiça, zona mais escura no centro
(do autor)

Após construção e montagem, este conceito foi colocado de parte, uma vez que o movimento produzido por esta solução não se traduziria num movimento suave e preciso, fundamental para o bom funcionamento da prótese.

A iteração 2 baseia-se nos pressupostos idênticos à iteração 1 utilizando para a aplicação da força extensora elásticos ortodônticos (cilíndricos e em corrente) e um tubo de teflon como eixo da dobradiça, de forma a diminuir o atrito. O fletor continua a ser o fio, que passa por um túnel localizado na parte inferior das peças. Na figura 50 são apresentadas duas soluções, na figura 50 (a), o elástico localiza-se na parte inferior da peça e na figura 50 (b), este encontra-se à volta do eixo da dobradiça no interior.

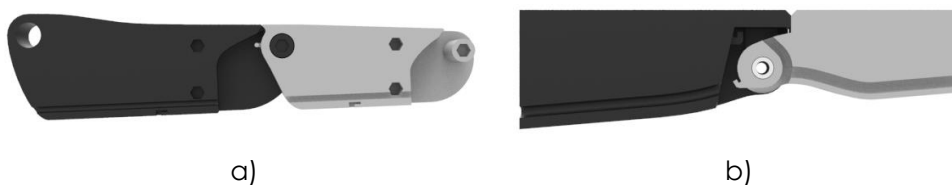
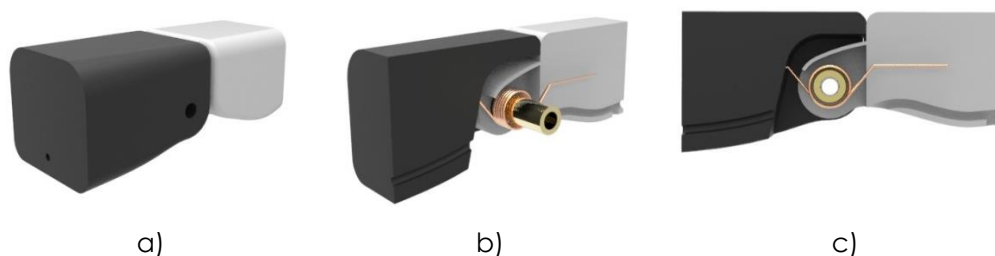


Figura 50 - Modelação da articulação considerando a) elástico na parte inferior da peça; b) elástico à volta do eixo da dobradiça no interior
(do autor)

Estas soluções não são isentas de problemas. Desde logo, o suporte que faz a prisão dos elásticos é bastante pequeno e frágil pelo que parte facilmente, os elásticos rompem com facilidade e não existe espaço suficiente para acomodar todos os componentes no interior.

Surge então o conceito final (iteração 3), apresentado na figura 51. Este difere das propostas anteriores em alguns aspetos. A força extensora é realizada através de uma mola de torção e utiliza um tubo de latão como eixo da dobradiça, substituindo o tubo de teflon, uma vez que este se deformava com a força exercida pela mola.



*Figura 51 - Conceito final do projeto da articulação charneira para o movimento de fecho dos dedos: a) aspeto exterior; b) interior mostrando o tubo em latão e a mola; c) vista de frente da articulação
(do autor)*

2.2.3 Conceção do mecanismo de rotação do polegar

O polegar é o dedo mais complexo e difícil de compreender em termos de movimentação e dos gestos que é capaz de efetuar. Como o objetivo será poder realizar mais que um tipo de preensão, o polegar não pode estar sempre na mesma posição, sendo necessário que este possa efetuar uma rotação (anexo XIII).

Numa primeira iteração foi pensada uma solução (figura 52) com duas peças e uma mola de tração, uma fixa e outra móvel, que se posicionam em duas posições distintas (figura 52 a) e b)).

Esta era a solução idealizada para o nível de amputação parcial da mão. A parte mais clara é parte da luva; já a peça cinza intermédio é a que segura todo o mecanismo à luva; e a peça mais escura é a que roda para cima e para baixo e de onde surge o polegar.

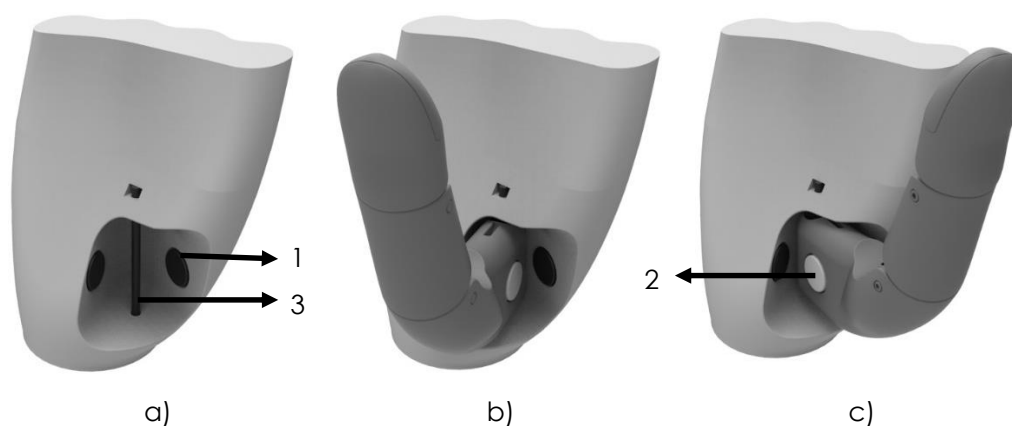
No entanto, esta solução só poderia funcionar se aplicada do lado de fora da luva e por isso foi excluída.

No anexo XIV podem-se ver alguns desenhos elaborados bem como fotografias da maquete desta solução.



Figura 52 - Primeira solução para movimentação do polegar: a) e b) Duas posições possíveis para movimentação do polegar, vista de frente; c) Parte que encaixa na luva (do autor)

Ao contrário da primeira iteração, onde se verifica que o movimento do polegar se dá apenas no exterior da prótese, na segunda iteração (figura 53) o mecanismo encontra-se no interior (anexo XV). Este mecanismo consiste num eixo onde o polegar roda. A prisão do polegar nas duas posições é feita através de dois magnetos, (1, figura 53 a)) posicionados na estrutura principal da prótese e de dois discos metálicos (2, figura 53 b) e c)) colocados na peça do polegar que roda sobre o eixo (3, figura 53 a)), estes são fixados com cola epóxi. A mudança de posição é realizada com a ajuda da outra mão do amputado, ou no caso de bi-amputados, com outra parte do corpo (perna por exemplo).



*Figura 53 - Conceito final para movimentação do polegar: a) corpo da mão mostrando o eixo e os magnetos; b) e c) duas posições do polegar
(do autor)*

2.2.4 Força fletora e extensora

Através de um sistema mecânico constituído por fios, molas e dobradiças, a prótese proporciona ao utilizador o fecho da mesma através da rotação do cotovelo ou abertura das omoplatas. Este sistema de fecho é possibilitado pelo fio existente na parte inferior da prótese, que está ligado ao cotovelo ou à omoplata através de um tubo guia de uma forma idêntica aos cabos das mudanças e travões das bicicletas (figura 42, página 99).

Os requisitos base para a escolha do fio que produz a força de flexão foi o nível de elasticidade bastante reduzido, garantindo uma boa resposta durante a solicitação em tração e resistência ao desgaste. Inicialmente testou-se um fio de *nylon* onde se obteve uma boa resposta em termos de resistência mecânica, mas a resistência ao desgaste era baixa. Assim, optou-se por um fio em kevlar, composto por 8 filamentos cruzados com 0,2mm de espessura, capaz de suportar forças de tração até 13Kgf.

A força que contraria o fecho da mão, é conseguida através de uma mola de torção, figura 54. Após diversos estudos e ensaios de diâmetro do fio, material e desenhos das molas verificou-se que a mola mais adequada é em aço inoxidável temperado fabricada em arame com 0,7 mm de diâmetro. Mais à frente é apresentado um teste de fadiga e resistência através do qual, foram definidos os parâmetros apresentados.

Segundo a equação matemática que define o binário, $B = F \times d$, sendo B o binário, F a força e d a distância entre o eixo de rotação e o fio fletor, verifica-se que quanto maior for a distância entre o eixo e o fio, menor será a força necessária para o fecho da prótese. Desta forma, o fio está colocado o mais afastado possível do eixo, permitindo ao utilizador o uso de menor força para fechar a prótese (figura 55). Na figura 56 pode observar-se o trajeto que o fio faz no interior da prótese através de um túnel, em duas posições, nomeadamente, estendido e dobrado.

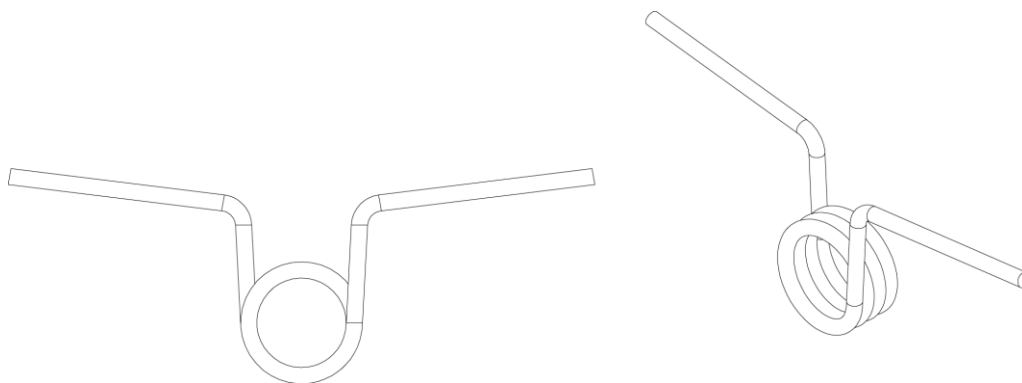


Figura 54 - Forma final da mola
(do autor)

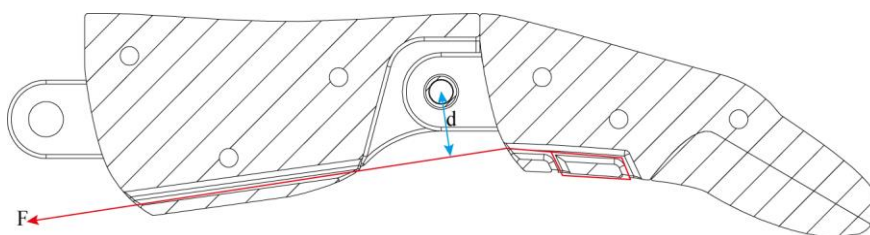
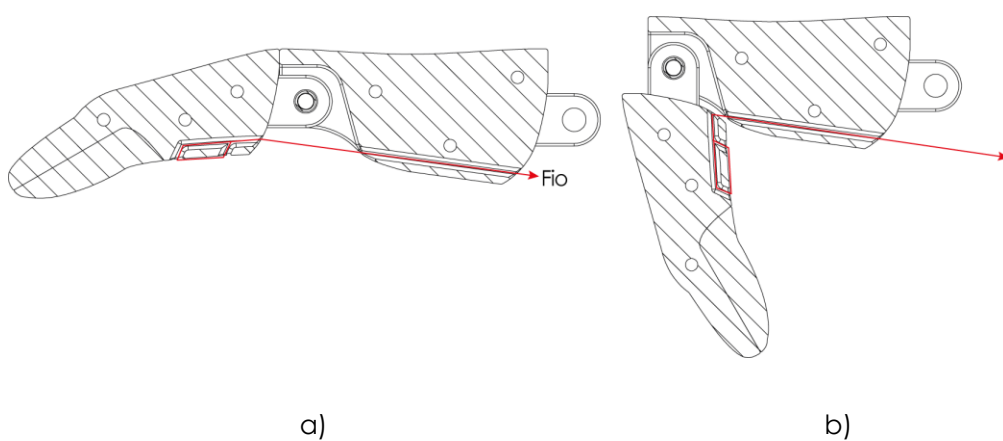


Figura 55 - Vista em corte de um dedo com indicação do percurso do fio
(do autor)



a)

b)

Figura 56 - a) Percurso do fio no interior do dedo estendido e b) percurso do fio durante a flexão do dedo
(do autor)

2.2.5 Teste de resistência e fadiga da mola e fio

Este teste surgiu com o intuito de testar a resistência do fio ao desgaste, a resistência da mola às solicitações mecânicas e ainda perceber o comportamento da peça impressa ao atrito provocado pelo fio.

Este teste foi realizado com o auxílio de um servo motor controlado por Arduino (figura 57). Este servo motor realizou movimentos a uma velocidade exagerada comparativamente com o real. Este exagero acabou por forçar a mola e o fio mais do que o normal levando a mola a entrar no nível de plasticidade e resultando, consequente, na sua rotura. Outro motivo que levou a mola a partir foi o facto de esta ser em aço inoxidável não temperado. Quanto ao fio, pode depreender-se que este sofreu apenas um ligeiro desgaste.

Em termos de dobradiça, pode concluir-se que esta respondeu de forma positiva aos testes a que esteve sujeita, proporcionando um movimento suave à articulação. O teste durou cem minutos e no total foram realizados aproximadamente doze mil movimentos (cerca de dois movimentos por segundo).



*Figura 57 - Testa de resistência de fadiga
(do autor)*

2.2.6 Maquetas

Em paralelo com a modelação foi realizada também a impressão das peças, a fim de perceber a sua funcionalidade e se estas respondiam de forma eficaz ao seu propósito. As figuras 58 a 64 ilustram as diversas maquetas desenvolvidas e construídas no SIP.



*Figura 58 - Primeira maqueta da articulação funcional, teste com elástico
(do autor)*



*Figura 59 - Maqueta da articulação com eixo em teflon e mola de 0,5mm de diâmetro
(do autor)*



*Figura 60 - Maqueta da articulação aplicada à modelação do dedo, com eixo em teflon e mola de 1mm de diâmetro
(do autor)*



Figura 61 - Evolução da estrutura principal
(do autor)



Figura 62 - Primeiro estudo de forma e solução final da parte flexível presente nos dedos
(do autor)



*Figura 63 - Junção da peça metálica com a estrutura principal
(do autor)*



*Figura 64 - Aplicação de ilhó metálico
(do autor)*

2.3 Terceira fase – Modelação e Impressão 3D

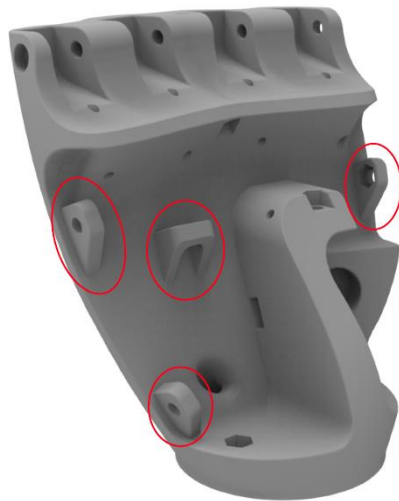
2.3.1 Introdução

A modelação do produto final integra as soluções construtivas descritas na segunda fase e tem em conta o processo de produção das mesmas, designadamente, o fabrico aditivo. Todas as peças foram desenhadas de forma a que fosse possível obter uma boa impressão recorrendo o menos possível ao uso de suportes. Estas foram desenhadas recorrendo ao programa de modelação 3D, *SolidWorks*.

Para o fabrico dos dedos e estrutura principal da prótese foi usado um filamento de PLA (poli ácido láctio) e para a palma da mão e pontas dos dedos TPE (elastómero termoplástico).

2.3.2 Estrutura Principal

A estrutura principal da prótese foi desenhada de modo a que fosse possível a sua impressão na vertical, sem o uso de suporte, como se pode ver na figura 65. As zonas salientadas indicam algumas dessas situações. A peça da figura 66, tem a característica de ser flexível, facilitando desta forma a preensão de objetos.



*Figura 65 - Posição de impressão do corpo principal da prótese para evitar o uso de suportes
(do autor)*



*Figura 66 - Tampa flexível
(do autor)*

2.3.3 Dedos

As peças que constituem os dedos tiveram de ser seccionadas, devido às suas formas arredondadas, permitindo assim a sua impressão sem o uso de suportes. O primeiro corte foi efetuado no centro do dedo, seccionando também o túnel existente para a passagem do fio o que origina um problema: ao puxar o fio, este entra na ranhura que resulta da união entre as duas peças e pode partir e/ou ficar preso. Utilizando o corte que se indica na figura 67 este problema foi ultrapassado. As duas partes são depois coladas com cola de cianoacrilato. O uso do filamento flexível para a construção de zonas específicas da prótese, como a palma da mão e ponta dos dedos (figura 67 b), garante uma maior aderência e adaptabilidade aos objetos durante o seu manuseamento.



Figura 67 - a) aspeto final do dedo; b) dedo seccionado em várias partes adaptado à impressão

3D

(do autor)

2.4 Problemas Identificados

Após obtenção do modelo CAD 3D da prótese, construiu-se uma maquete total da mão onde foram identificados três grandes problemas.

O primeiro problema remete para a força “F”, representada na figura 68. Inicialmente, era requerida uma força F muito elevada para ativar o fecho da prótese, pelo que posteriormente se diminuiu a força da mola, reduzindo o diâmetro de 1 mm para 0,7 mm.

Como segundo problema identificou-se um grande desgaste no fio, denotando-se ainda que este, após várias solicitações de tração, começa a cortar o polímero. Para a resolução deste problema recorreu-se ao uso de guias cerâmicos (usados na indústria têxtil para a passagem dos fios) colocados na boca dos túneis, evitando desta forma o desgaste do fio, bem como o corte do polímero. O esquema de fios também foi alterado, pois o percurso que estes faziam era bastante complexo. Com as alterações introduzidas, o fio passa a sofrer menos quebras de direção, o que se traduz em menos força para fechar a prótese, figura 68.

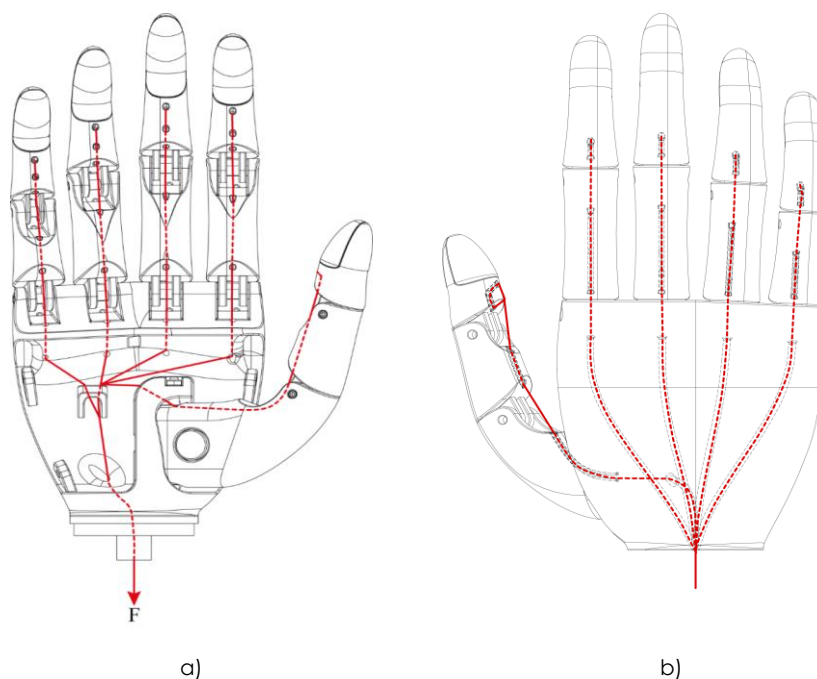
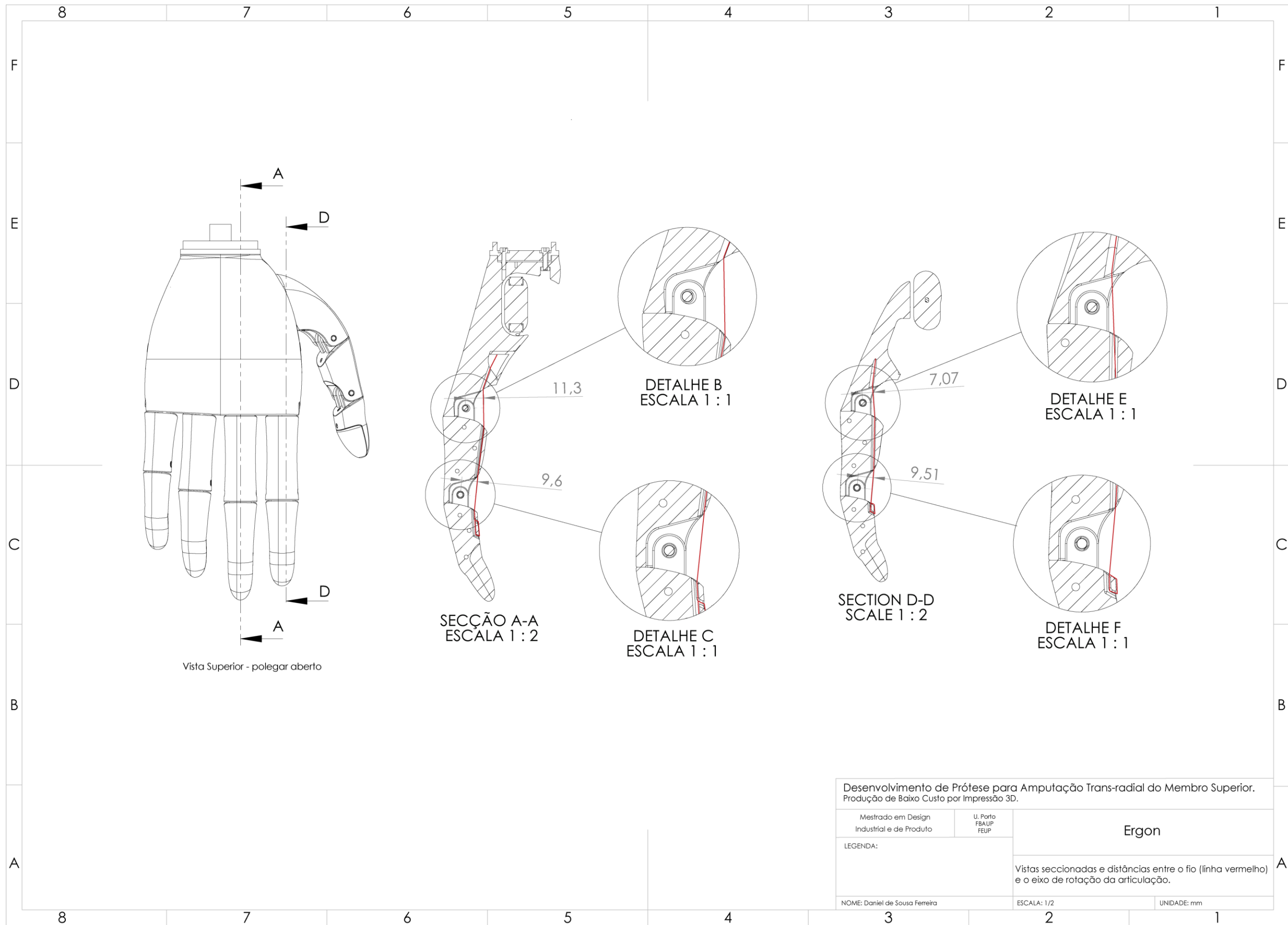


Figura 68 - Percurso dos fios: a) esquema antigo; b) esquema atual
(do autor)

Segundo a opinião do Dr. Carlos Quelhas é ainda necessário que as articulações presentes entre as falanges médias e as falanges proximais (segunda articulação) fechem primeiro que as articulações presentes entre as falanges proximais e o metacarpo (primeira articulação) de modo a facilitar a preensão dos objetos.

Para tal ser possível, e segundo a fórmula $B = F \times d$, sabe-se que a distância entre o eixo e o fio da primeira articulação, tem de ser inferior à distância entre o fio e o eixo da segunda articulação, para que seja exercida mais força na primeira articulação e menos força na segunda articulação.

No desenho técnico que se segue, podem observar-se dois cortes. O corte A-A, mostra o caminho que o fio fazia anteriormente. Aqui pode constatar-se que a distância entre o fio e o eixo de rotação na primeira articulação (detalhe B, $d = 11,3\text{mm}$), é superior à distância da segunda articulação (detalhe C, $d = 9,6\text{ mm}$). O corte D-D, mostra o percurso do fio com o novo esquema de fios. Aqui distância entre a primeira articulação (detalhe E, $d = 7,0\text{ mm}$) é inferior à distância entre o fio e o eixo da segunda articulação (detalhe F, $d = 9,5\text{ mm}$). Desta forma, a rotação ocorre primeiramente na segunda articulação e posteriormente na primeira articulação.



Desenvolvimento de Prótese para Amputação Trans-radial do Membro Superior. Produção de Baixo Custo por Impressão 3D.		
Mestrado em Design Industrial e de Produto	U. Porto FBAUP FEUP	Ergon
LEGENDA:		Vistas seccionadas e distâncias entre o fio (linha vermelho) e o eixo de rotação da articulação.
NOME: Daniel de Sousa Ferreira		ESCALA: 1/2
		UNIDADE: mm

Capítulo 3

Resultado Final

3.1 Árvore do Produto

De forma a melhor compreender o produto final as figuras 69 a 72 representam a árvore do produto. Numa primeira fase este divide-se em três grupos: estrutura principal; dedo um (polegar) e dedos dois, três, quatro e cinco (os restantes), (figura 69). Destas derivam os vários componentes que constituem cada uma das partes.

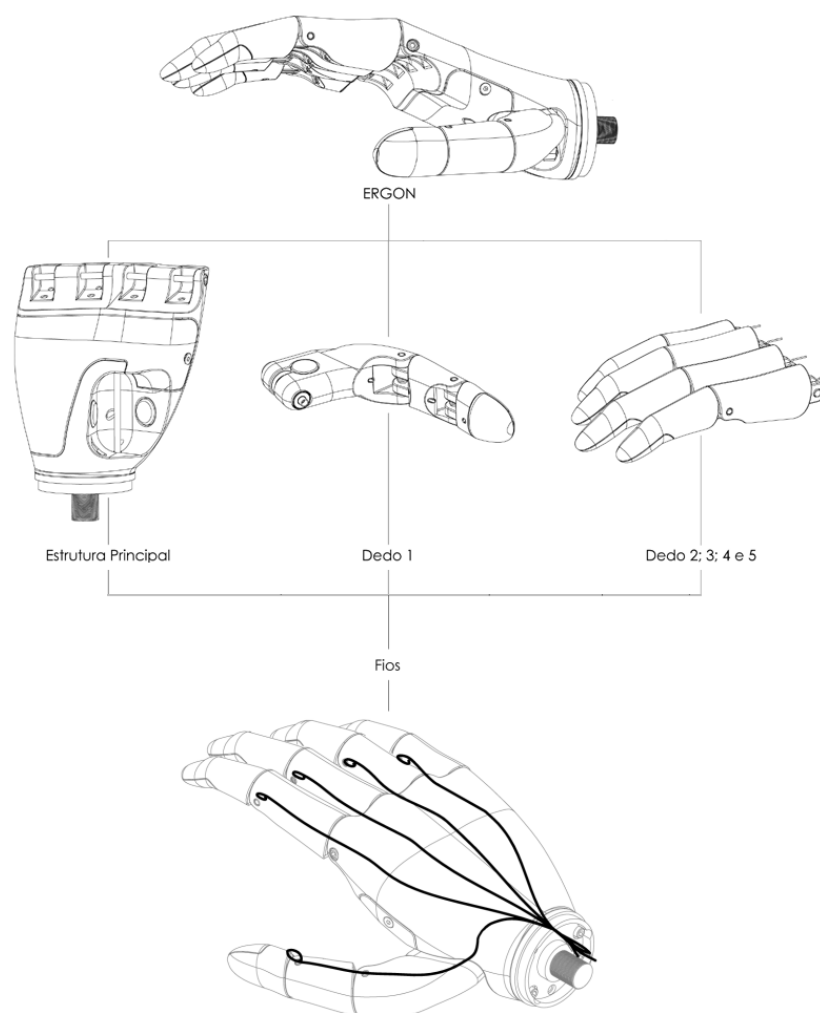


Figura 69 - Árvore do produto
(do autor)

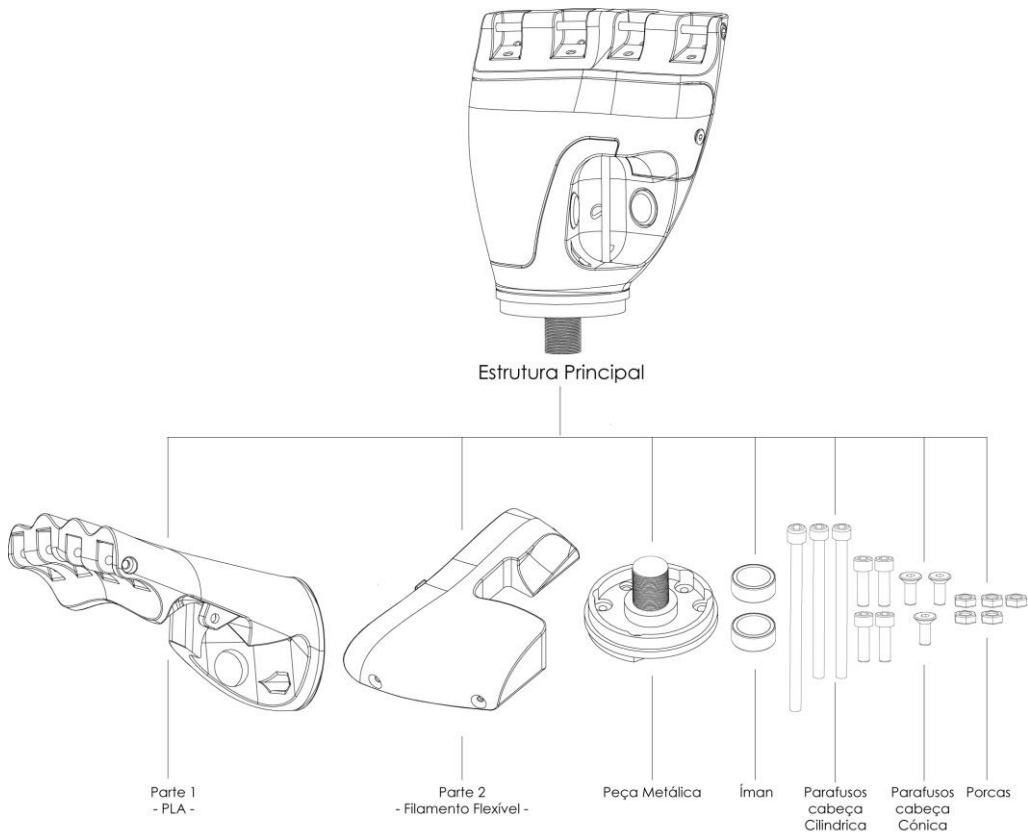


Figura 70 - Árvore do produto: Peças que constituem a estrutura principal
(do autor)

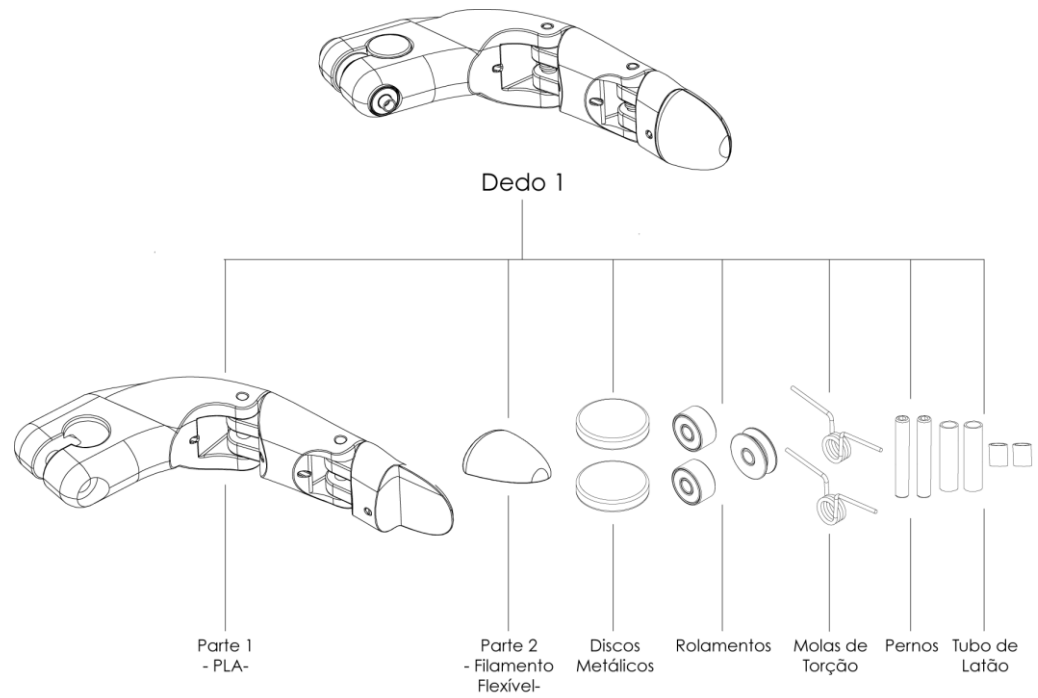


Figura 71 - Árvore do produto: Peças que constituem o dedo um
(do autor)

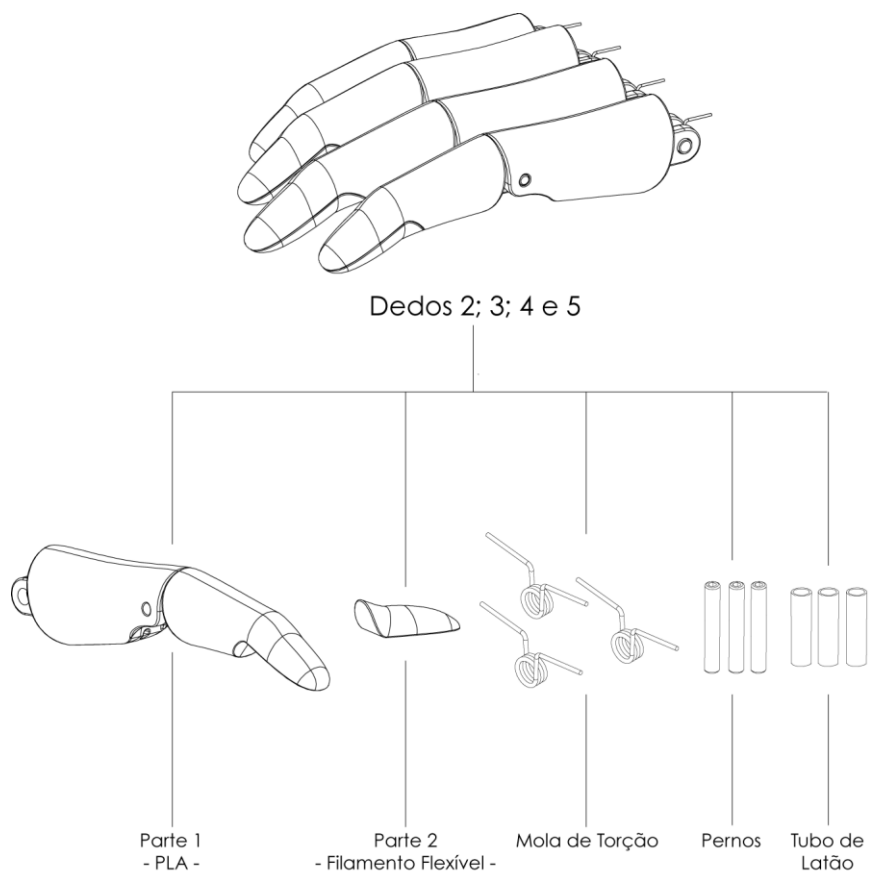
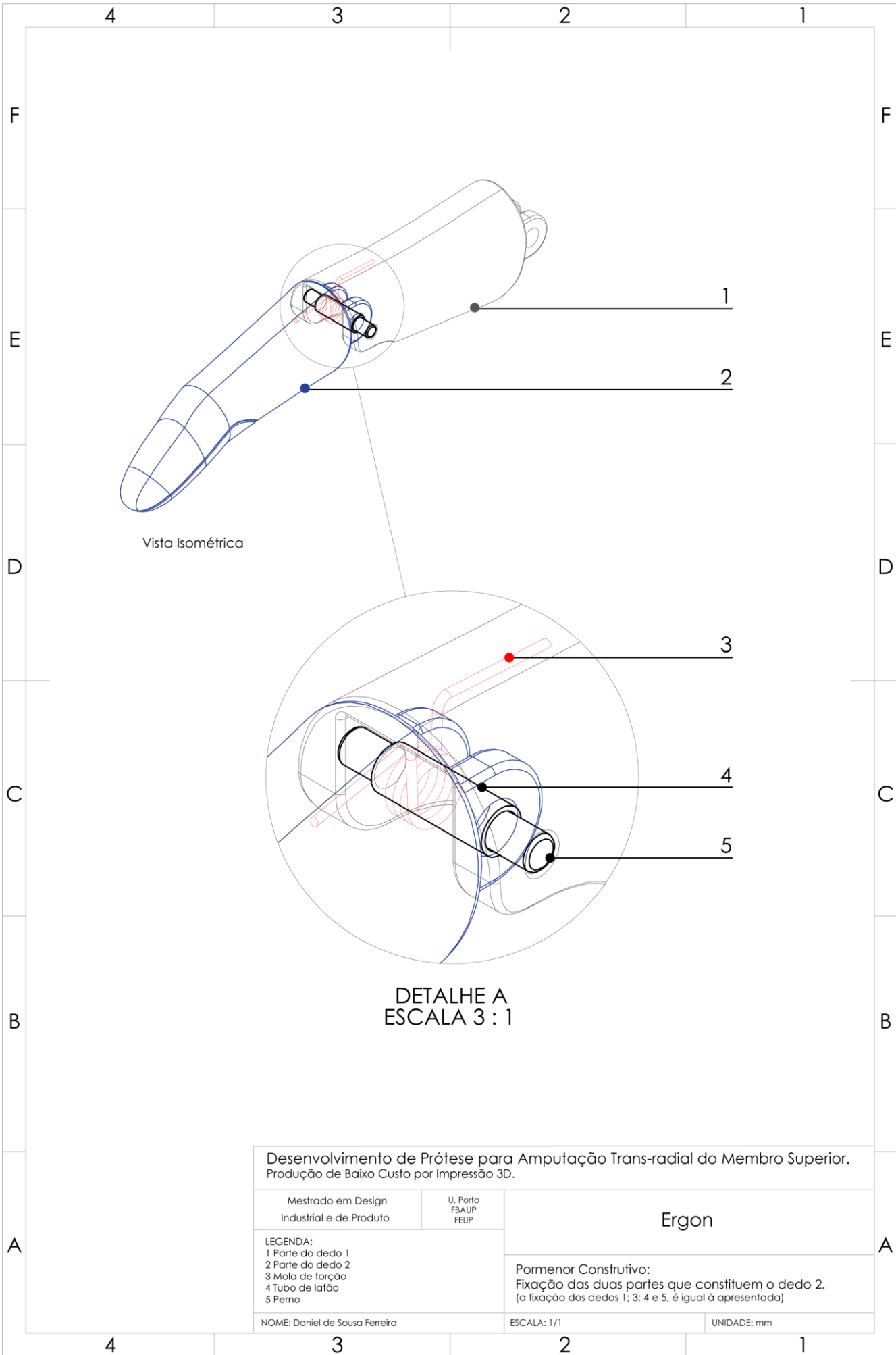
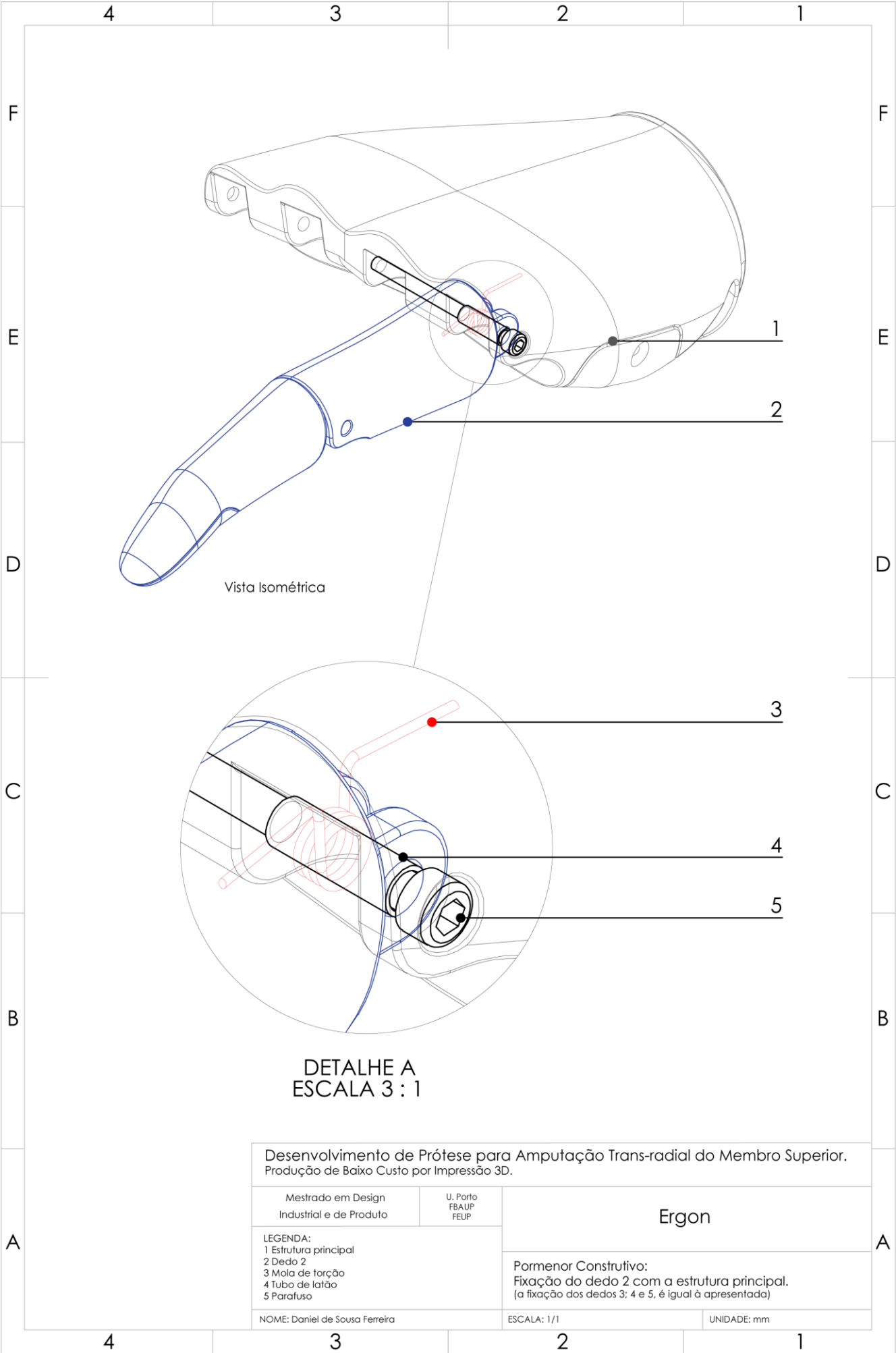


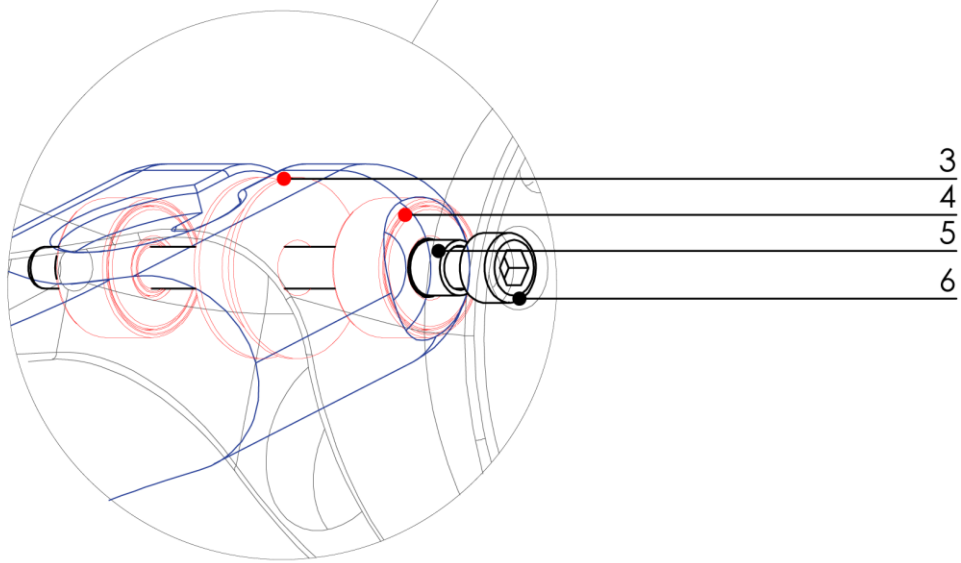
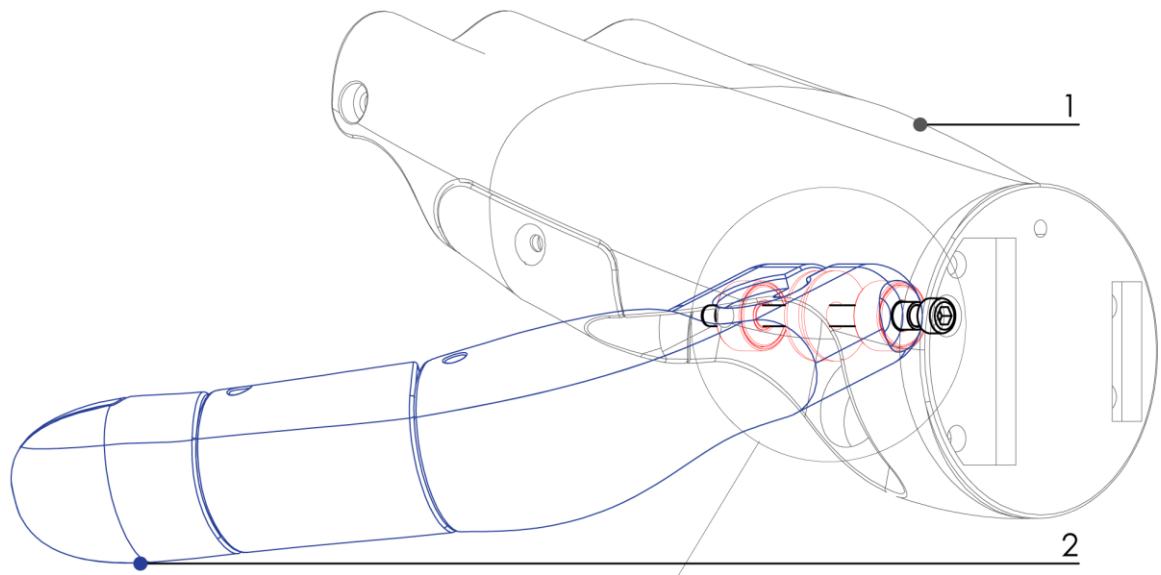
Figura 72 - Árvore do produto: Peças que constituem os dedos dois, três, quatro e cinco
(do autor)

3.2 Pormenores Construtivos



Desenvolvimento de Prótese para Amputação Trans-radial do Membro Superior. Produção de Baixo Custo por Impressão 3D.		
Mestrado em Design Industrial e de Produto	U. Porto FBAUP FEUP	Ergon
LEGENDA: 1 Parte do dedo 1 2 Parte do dedo 2 3 Mola de torção 4 Tubo de latão 5 Perno		Pormenor Construtivo: Fixação das duas partes que constituem o dedo 2. (a fixação dos dedos 1; 3; 4 e 5, é igual à apresentada)
NOME: Daniel de Sousa Ferreira		ESCALA: 1/1 UNIDADE: mm





DETALHE A
ESCALA 2 : 1

Desenvolvimento de Prótese para Amputação Trans-radial do Membro Superior.
Produção de Baixo Custo por Impressão 3D.

Mestrado em Design
Industrial e de Produto

U. Porto
FBAUP
FEUP

Ergon

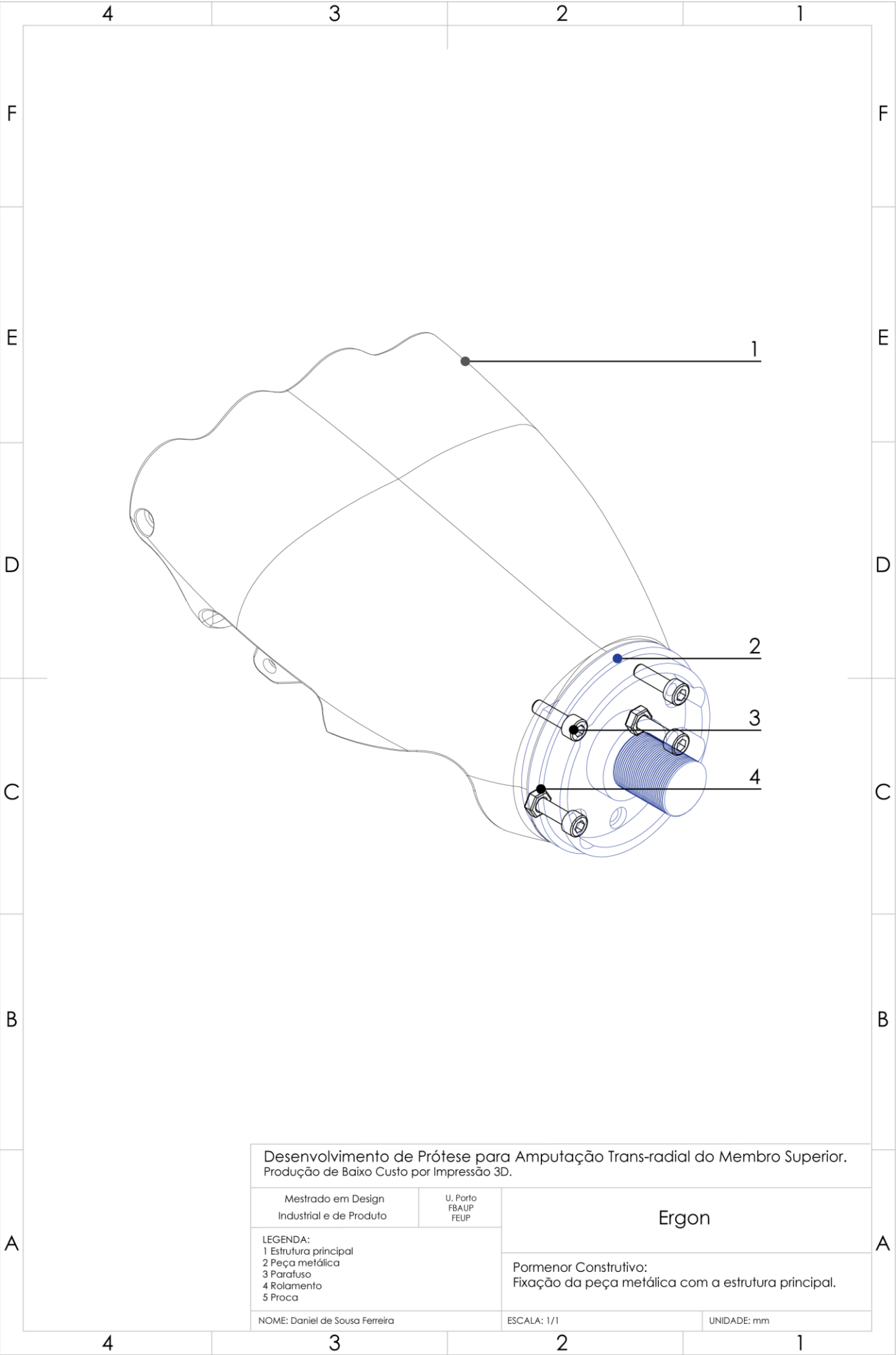
LEGENDA:
1 Estrutura principal
2 Dedo 1
3 Rolamento guia
4 Rolamento
5 Tudo de latão
6 Parafuso

Pormenor Construtivo:
Fixação do dedo 1 com a estrutura principal.

NOME: Daniel de Sousa Ferreira

ESCALA: 1/1

UNIDADE: mm



Desenvolvimento de Prótese para Amputação Trans-radial do Membro Superior.
Produção de Baixo Custo por Impressão 3D.

Mestrado em Design
Industrial e de Produto

U. Porto
FBAUP
FEUP

Ergon

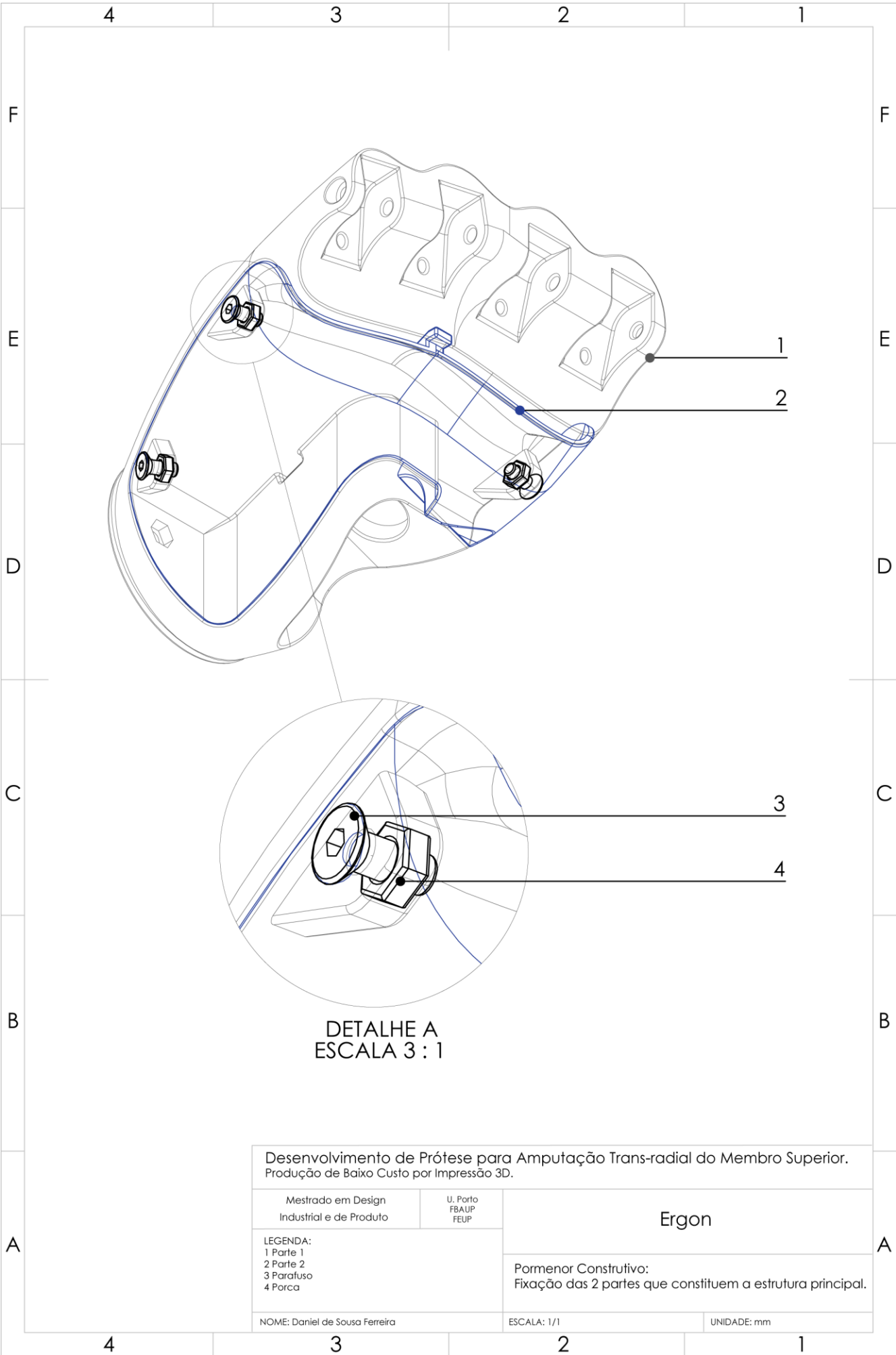
- LEGENDA:
1 Estrutura principal
2 Peça metálica
3 Parafuso
4 Rolamento
5 Proca

Pormenor Construtivo:
Fixação da peça metálica com a estrutura principal.

NOME: Daniel de Sousa Ferreira

ESCALA: 1/1

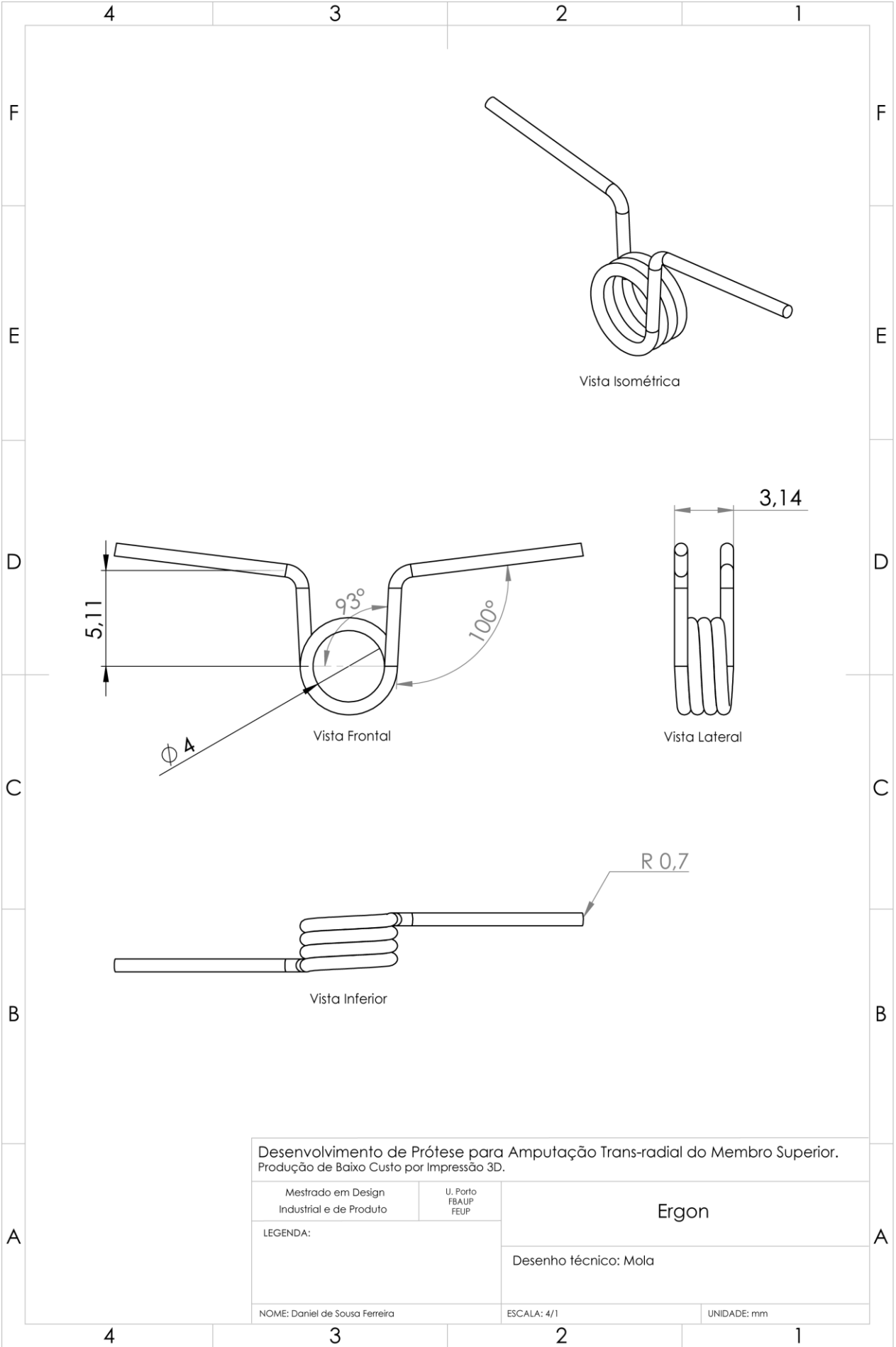
UNIDADE: mm

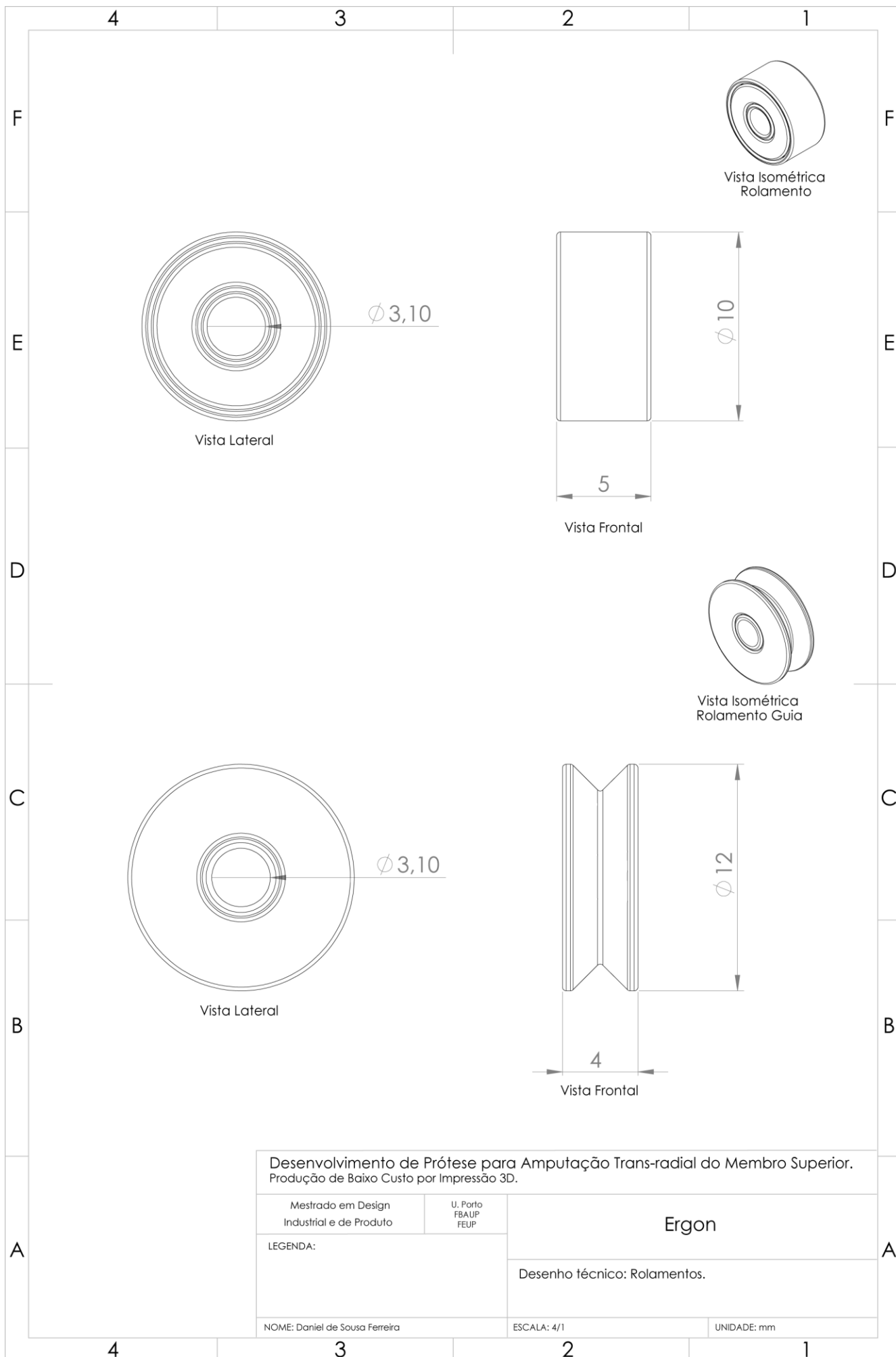


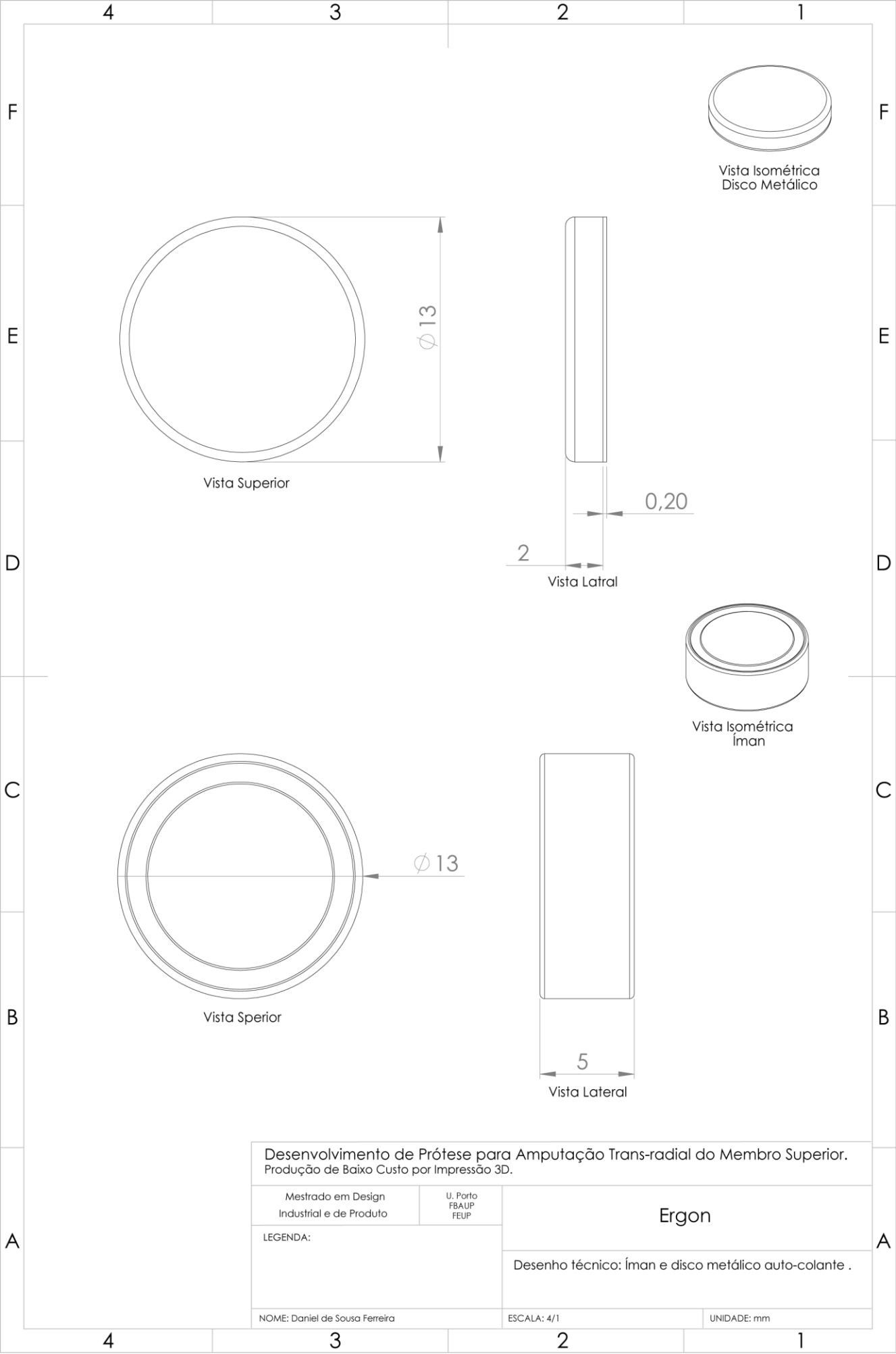
DETALHE A
ESCALA 3 : 1

Desenvolvimento de Prótese para Amputação Trans-radial do Membro Superior. Produção de Baixo Custo por Impressão 3D.		
Mestrado em Design Industrial e de Produto	U. Porto FBAUP FEUP	Ergon
LEGENDA: 1 Parte 1 2 Parte 2 3 Parafuso 4 Porca		Pormenor Construtivo: Fixação das 2 partes que constituem a estrutura principal.
NOME: Daniel de Sousa Ferreira		ESCALA: 1/1
		UNIDADE: mm

3.4 Desenhos Técnicos







Desenvolvimento de Prótese para Amputação Trans-radial do Membro Superior.
Produção de Baixo Custo por Impressão 3D.

Mestrado em Design
Industrial e de Produto

U. Porto
FBAUP
FEUP

Ergon

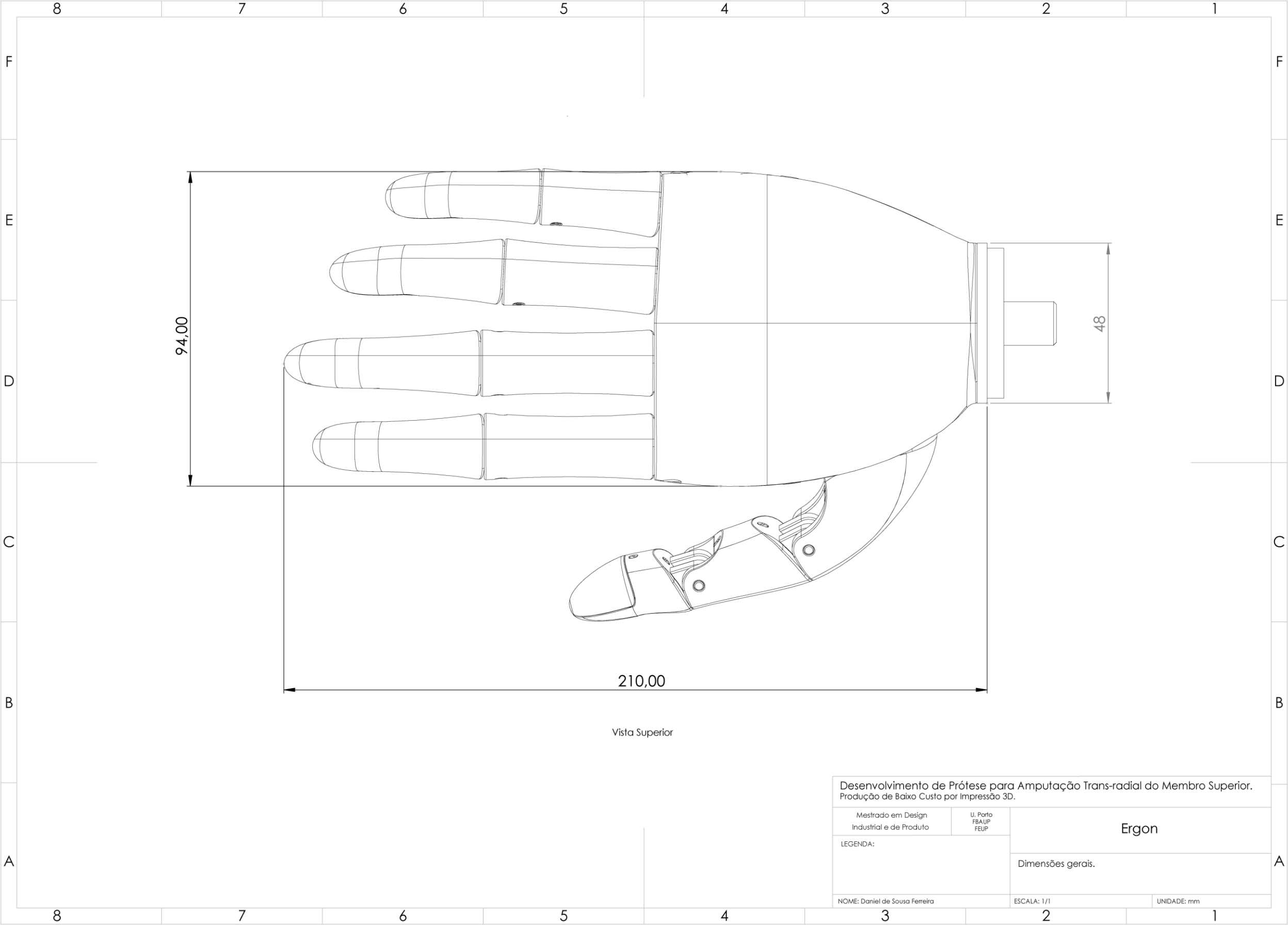
LEGENDA:

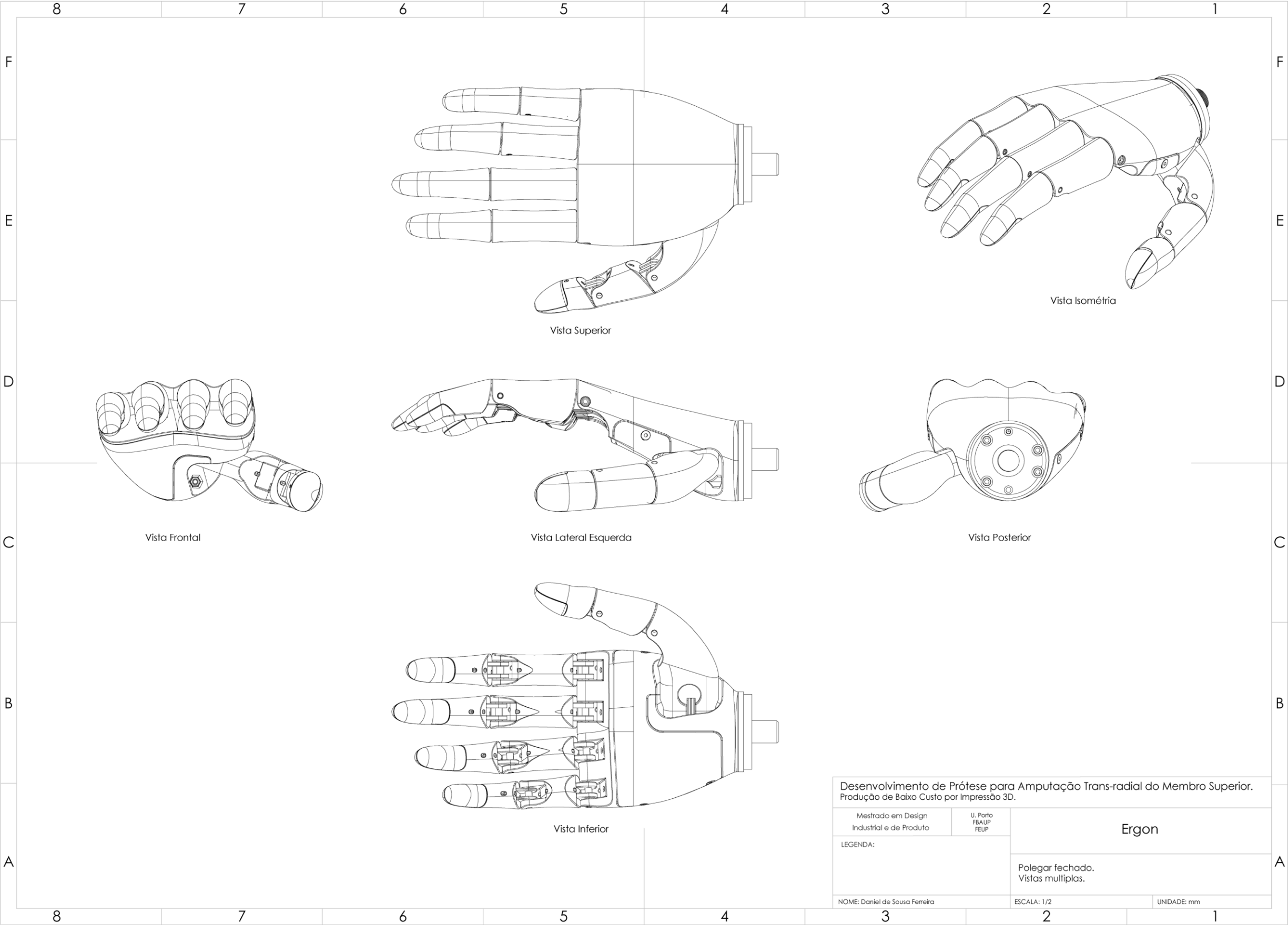
Desenho técnico: Íman e disco metálico auto-colante .

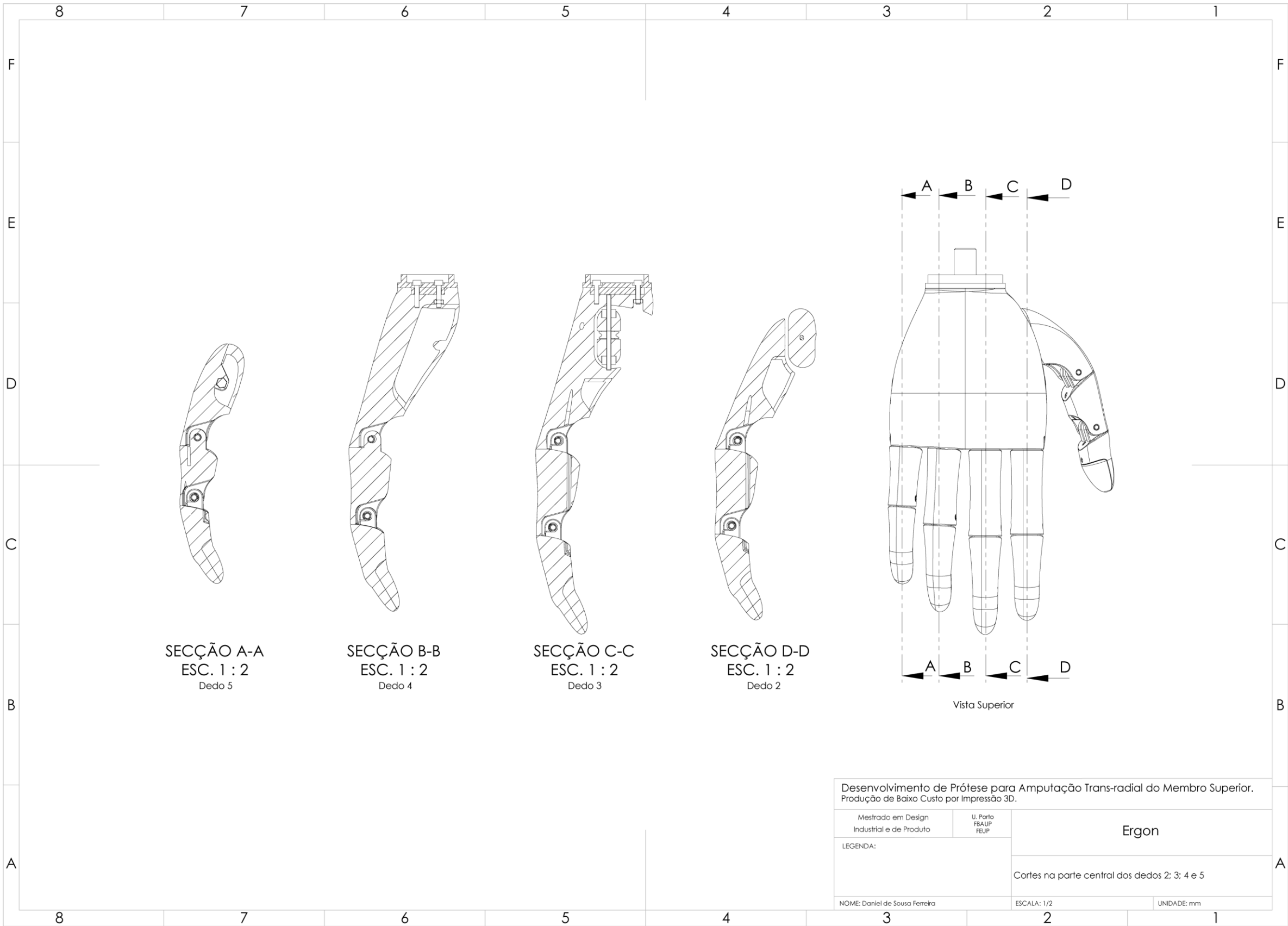
NOME: Daniel de Sousa Ferreira

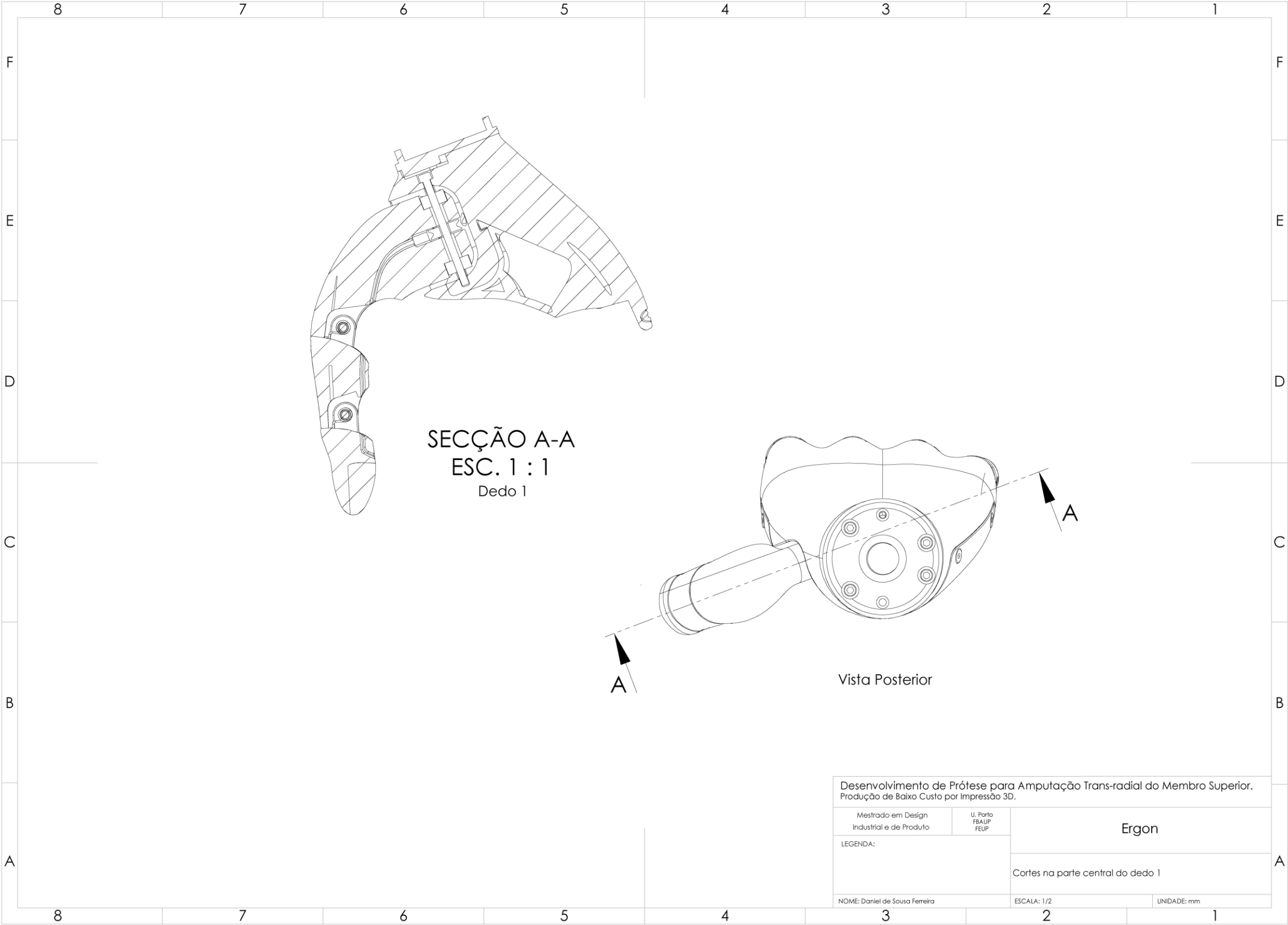
ESCALA: 4/1

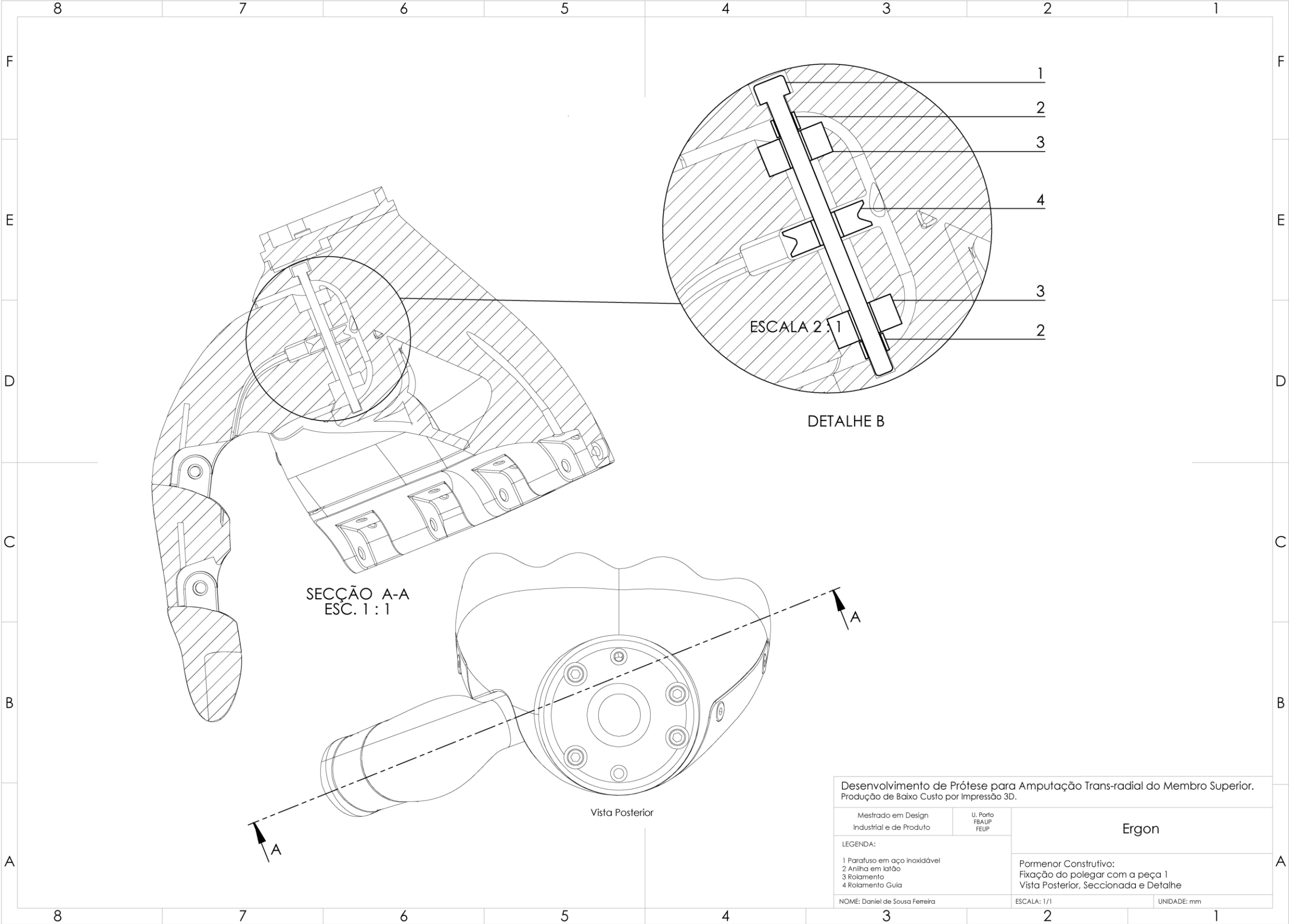
UNIDADE: mm











3.5 Renders

Nas figuras 73 a 76 apresenta-se a modelação total da prótese em

Nas figuras 73 a 76 apresenta-se a modelação total da prótese em diversas posições.



Figura 73 - Imagem virtual da prótese, posição 1
(do autor)

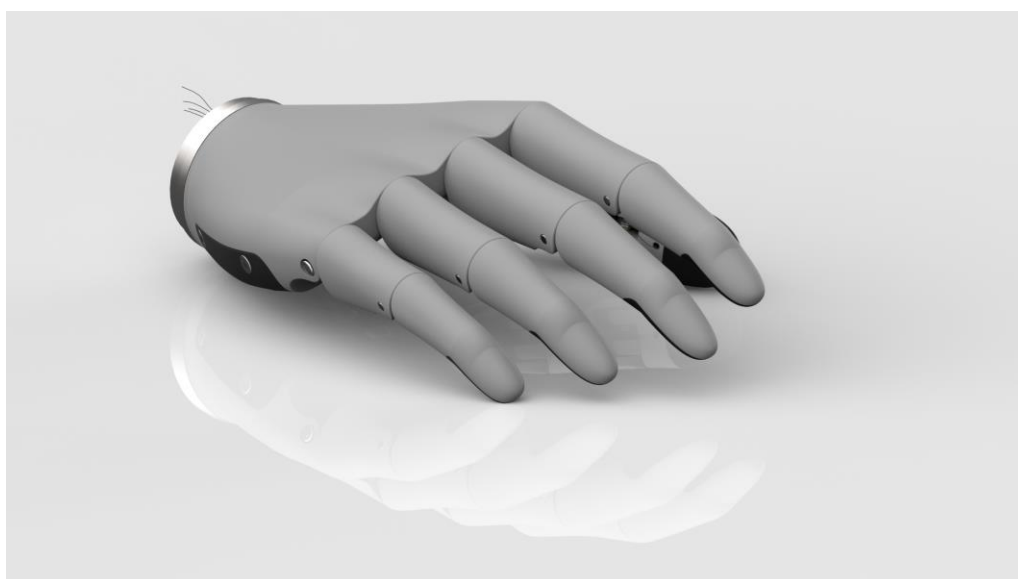
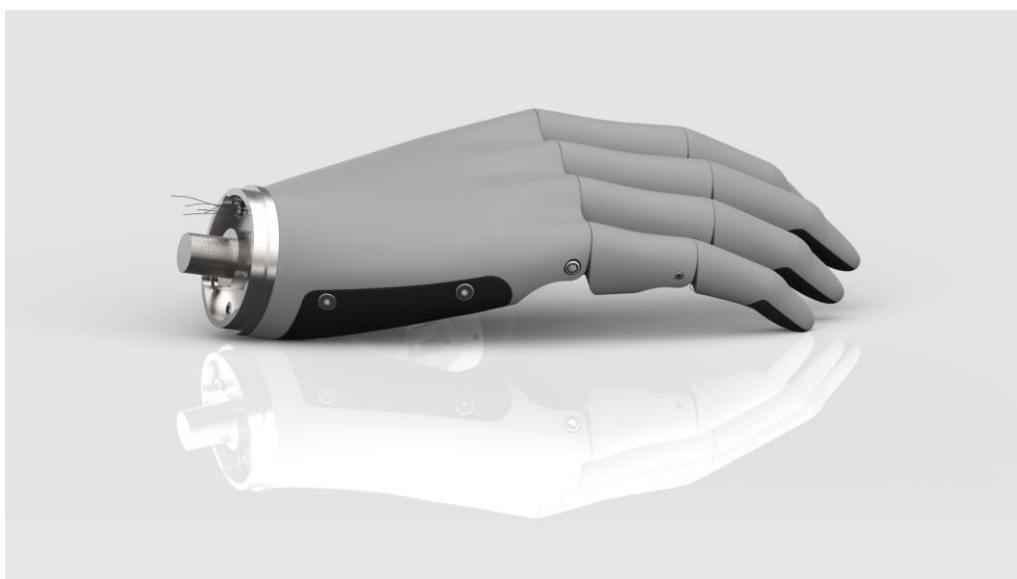


Figura 74 - Imagem virtual da prótese, posição 2
(do autor)



*Figura 75 - Imagem virtual da prótese, posição 3
(do autor)*



*Figura 76 - Imagem virtual da prótese, posição 4
(do autor)*

3.5 Produto Final

Nas figuras 77 a 82 apresenta-se algumas fotografias do protótipo final desenvolvido e fabricado em diversas posições e a segurar dois objetos.



Figura 77 - Fotografia de protótipo - polegar fechado
(do autor)



Figura 78 - Fotografia de protótipo - polegar aberto
(do autor)



*Figura 79 - Fotografia de protótipo – polegar fechado
(do autor)*



*Figura 80 - Fotografia de protótipo - polegar aberto
(do autor)*



*Figura 81 - Fotografia de protótipo - polegar fechado
(do autor)*



*Figura 82 - Fotografia de protótipo - polegar aberto
(do autor)*

3.6 Materiais, Componentes e Respetivo Custo

Na tabela 5 são apresentados todos os materiais e componentes que são necessários comprar bem como os respetivos custos (subtotal 1). E na tabela 6 são apresentados os custos de impressão das partes que constituem a peça (subtotal 2). Seguidamente é apresentado o valor total do custo de produção da prótese.

Tabela 5 - Materiais, componentes e respetivo custo
(do autor)

Qtd.	Descrição	Preço EUR	Aplicação	Fornecedor
4	M 3 x 10 INOX PARAFUSO CAB. CILINDRICA SEXT. INT.	0,20 €	.aperto da mão com o encaixe metálico	FABORY
5	M 3 INOX PORCA SEXTAVADA	0,25 €	.aperto da mão com o encaixe metálico .aperto da parte 1 c/ parte 2 (estrutura principal)	FABORY
1	M 3 x 50 INOX PARAFUSO CAB. CILINDRICA C/ FENDA	0,25 €	.eixo do dedo 1, na junção c/ a estrutura principal	FABORY
2	M 3 x 40 INOX PARAFUSO CAB. CILINDRICA SEXT. INT.	0,40 €	.eixos dos dedos 2; 3; 4; 5, na junção c/ a estrutura principal	FABORY
3	M 3 x 8 INOX PARAFUSO CAB. CHATA SEXT. INT.	0,30 €	.junção da parte 1 c/ parte 2 da estrutura principal	FABORY
1	M 3 x 16 INOX PERNO SETX. INT. PT. CONVACA	0,20 €	.eixo do dedos 1	FABORY
3	M 3 x 20 INOX PERNO SETX. INT. PT. CONVACA	0,60 €	.eixo do dedos 1	FABORY
2	M 3 x 25 INOX PERNO SETX. INT. PT. CONVACA	0,20 €	.eixo do dedos 1	FABORY
10	Mola de torção INOX TEMPERADO	2,00 €	.peça 1 do dedo 1	SINFLEX
2	Íman 13 MM x 2 MM	3,40 €	.peça 1 do dedo 1	SUPERMAGNET ³
2	Discos metálicos auto-colantes 13 MM x 2 MM	0,36 €	.peça 1 do dedo 1	SUPERMAGNET ³
	Portes de envio de ímans e discos metálicos	9,00 €		
1	Cola Epóxi (araldite) 5 + 5 ML	3,49 €	.ímãs e discos metálicos	LEROY MERLIN

1	Cola de Cianoacrilato (super cola) 3 MG	3,99 €	.peças seccionadas	LEROY MERLIN
1 X 100mm	Tudo de Latão 3 INTERIOR 4 EXTETRIOR	2,25 €	.eixo das dobradiças	LEROY MERLIN
1	Rolamento Guia em Alumínio 623-ZZ 3 MM x 10 MM x 4 MM	3,00 € ¹	.eixo do dedo 1	EBAY ²
2	Rolamento em Alumínio 623-ZZ 3 x MM 10 MM x 4 MM	3,56 € ¹	.eixo do dedo 1	EBAY ²
1	Fio de Pesca 0.2 MM ESPESSURA 13kgf	1,10 €	.fio tensor	J-BRAID
Subtotal EUR		27,99 €		

1- Respetivo à taxa de câmbio em vigor no dia 17-05-2016 sujeita a alterações

2- Aproximadamente 31 dias de espera após a encomenda

3- Entre 2 a 10 dias úteis de espera após a encomenda

Tabela 6 - Custos de impressão
(do autor)

Descrição	Material	Tempo de impressão	Custo
Dedos 1; 2; 3; 4; 5	PLA*	12H	36,00 €
Estrutura principal	PLA*	9H	27,00 €
Peças flexíveis dos dedos 1; 2; 3; 4; 5	FilaFlex**	2H	16,00 €
Tampa	FilaFlex**	6H	48,00 €
Subtotal 2 EUR			127,00 €

*Custo de 3,00 € por hora

**Custo de 8,00 € por hora

Subtotal1 EUR 27,99 €

Subtotal 2 EUR 127,00 €

Total EUR 154,99 €

Conclusão

O objetivo desta dissertação foi concluído com sucesso pois culmina na obtenção de um primeiro protótipo de uma prótese para a amputação trans-radial do membro superior que resolve alguns dos problemas encontrados nas próteses do projeto e-NABLE. No entanto, considerando a complexidade implícita a este produto, é fundamental refletir sobre uma série de procedimentos a realizar posteriormente de forma a melhorar a sua eficácia.

As considerações finais balizam-se pelos objetivos propostos inicialmente, uma vez que foram eles que delimitaram e definiram o produto. Deste modo, ter sido possível apresentar uma resposta adequada perante os objetivos lançados e os problemas encontrados ao longo do desenvolvimento do produto.

Seguidamente são expostas as considerações finais sobre o produto desenvolvido:

- Considera-se desde logo que foi assegurada a importante questão da acessibilidade do produto ao consumidor final uma vez que o custo de produção da prótese é aproximadamente de cento e cinquenta euros.
- Considera-se ainda alcançado o objetivo de atingir a simplicidade da composição construtiva, tendo em conta que este produto é suscetível de manutenção, garantindo facilidade na montagem e desmontagem.
- A aplicação de materiais inoxidáveis concretiza a intenção de garantir a durabilidade da peça, no que diz respeito aos componentes em ligas metálicas.
- A solução mecânica, formal e construtiva permite a ocultação dos fios e molas, tornando o produto final mais estético e realista.
- A aplicação do filamento flexível à prótese vai de encontro ao efeito pretendido de garantir maior aderência aos objetos.
- Importa também referir que esta prótese enquadra-se dentro dos parâmetros de peso estipulados inicialmente, sendo que apresenta um peso de aproximadamente 200gr.
- O esforço realizado em torno da ideia de implementar dois tipos de prensão do polegar resultou num mecanismo simples e,

essencialmente, funcional, proporcionando uma maior amplitude de movimentos.

-Para diminuir a força necessária para o fecho da prótese, constatou-se que é preciso reduzir a força das molas, bem como, diminuir o atrito do fio. Entendeu-se assim que o *re-design* aplicado e o consequente resultado alcançado responde às exigências iniciais.

Desta forma, o produto apresentado tenta ser mais um pequeno contributo na “*recriação*” e no progresso ao nível das próteses mecânicas do membro superior, permitindo com isso melhorar a qualidade de vida de todos os que são ou poderão vir a ser afetados pela amputação de um membro superior.

Trabalhos Futuros

Existindo a forte possibilidade deste produto poder ser comercializado, são apresentadas algumas sugestões de trabalhos futuros, que se entendem serem relevantes para a evolução do produto e finalização do projeto.

Conclui-se que o filamento flexível deve disseminar-se por mais zonas da prótese (dedos) de forma a elevar a capacidade de aderência. Pretende-se assim garantir a segurança do utilizador, assegurando que, por exemplo, um qualquer objeto mais sensível não caia da mão.

Como foi referido na conclusão, verifica-se a necessidade de diminuir o atrito do fio. Uma solução possível seria o emprego de guias cerâmicas. Para tal, já se estabeleceu contacto com a empresa Alemã, CeramTec, na tentativa de obter amostras e proceder à verificação da sua eficácia.

Constatou-se anteriormente que a força das molas aplicadas deve ser reduzida, sendo assim seria crucial proceder-se à aplicação e posterior verificação de uma mola de 0,7mm de diâmetro.

Em paralelo com todas estas questões, está a ser iniciada uma parceria com um utente da clinica Padrão Ortopédico, a fim de dar início à fase testes de funcionamento, durabilidade, desgaste dos componentes e à aceitação do produto por parte do utilizador.

Por fim, um dos objetivos futuros para a evolução desta prótese, é encontrar um mecanismo que permita ao utilizador permanecer com a prótese em modo de preensão, sem que exista a necessidade de fazer a constante força que permite o aperto de um objeto.

Bibliografia

3D Hubs B. V. "3d hubs." *3D Printer guide 2016*. 2012. <https://www.3dhubs.com/best-3d-printer-guide> (acedido em 27 de Janeiro de 2016).

—. "3d hubs." *CubePro*. 2012. <https://www.3dhubs.com/3d-printers/cubepro> (acedido em 27 de Janeiro de 2016).

—. "3d hubs." *Prusa i3 Hephestos*. 2012. <https://www.3dhubs.com/3d-printers/prusa-i3-hephestos> (acedido em 27 de Janeiro de 2016).

—. "3d hubs." *Prusa Steel*. 2012. <https://www.3dhubs.com/3d-printers/Prusa-Steel> (acedido em 27 de Janeiro de 2016).

A

ABREU, M. M. Marini. *Anatomia humana: I - Osteologia*. Penafiel: Publicação CESPU, 2004.

—. *Anatomia humana: II - Artrologia*. Penafiel: Publicação CESPU, 2003.

ALVES, F., F. BRAGA, M. SIMÃO, R. NETO, e T. DUARTE. *Protoclick - Prototipagem rápida*. Leça do Balio: Protoclick, Fevereiro de 2001.

ANDERSON, Chris. *Makers - The new industrial revolution*. New York: Crown Business, 2012.

ATMORE, Anthony, Peter AVERY, Harol BLAKEMORE, Ernle BRADFORD, e Warwick BRAY. *História do Homem*. Lisboa: Seleções do Reader's Digest, 1975.

B

B, Adam. "3D printer and 3D printing news." *XTC - 3D brush-on coating gives 3D printed parts a shiny smooth finish*. 17 de Novembro de 2014. <http://www.3ders.org/articles/20141117-xtc-3d-brush-on-coating-gives-3d-printed-parts-a-shiny-smooth-finish.html> (acedido em 1 de Fevereiro de 2016).

BARROSO, M. P. "Anthropometric study of a Portuguese workers." *International Journal of Industry Ergonomics*, 2005: p. 401-410.

BBC. "BBC - Health." *In pictures: Prothetics trough time*. 7 de Março de 2012. <http://www.bbc.com/news/health-16599006#1> (acedido em Outubro de 2015).

BINKLEY, Peter. *Taking recipient photos for e-nable*. 10 de Agosto de 2015. <https://www.youtube.com/watch?v=ewdC3BVUNmg&feature=youtu.be> (acedido em 4 de Janeiro de 2016).

BOTH, J. E., M. R. BADKE, N. DAANDELS, D. R. HEPP, e A. M. SANTOS. "Acompanhamento de paciente com amputação de membro superior: um estudo de caso." *Revista contexto e saúde*, vol. 11, 2013: p. 611-616.

BQ. "Store BQ." *Prusa*. 2016. <http://www.bq.com/pt/prusa> (acedido em 18 de Janeiro de 2015).

BUDMEN, Isaac. *Infill Percentage*. 2013. http://4.bp.blogspot.com/-FKc_j1M0CE/UjiCmH1EcUI/AAAAAAAAA1o/TUw37DRWTVg/s1600/infill-understanding.jpg (acedido em 26 de Maio de 2016).

C

CASTELA, Alexandre. *Anátomo-histo-fisiologia*. Vila Real: Publicação ESEVR, 2002.

CHUA, Chee, e Kah LEONG. *3D printing and additive manufacturing - principles and applications*. Singapura: World scientific publishing Co. Pte. Ltd., 2015.

COLUNISTA, Portal Educação. "Portal educação: conhecimento para mudar sua vida." 10 de Abril de 2013. <http://www.portaleducacao.com.br/fisioterapia/artigos/43004/amplitud-e-articular-do-punho-e-mao#ixzz42u6GHgVp> (acedido em Dezembro de 2015).

COMPREHENSIVE, Prosthetics & Orthotics. *Upper Extremity - Levels of upper extremity amputations*. s.d. <http://www.cpousa.com/prosthetics/upper-extremity/> (acedido em 29 de Maio de 2016).

CORREIA, Pedro Pizarat. *Estudo do movimento humano*. Lisboa: MH edições: Faculdade de motricidade humana na Universidade Técnica de Lisboa, s.d.

CUSTOMPARTNET. "Custompart.net." *Images*. 2008. <http://www.custompartnet.com/wu/images/rapid-prototyping/fdm.png> (acedido em 28 de Janeiro de 2016).

CVR. "Dar corda ao neurónio." *E, se eu vos contasse? - 31º programa - história das amputações e das próteses*. 27 de Agosto de 2006.

http://darcordaoneuronio.blogspot.pt/2006/08/e-se-eu-vos-contasse-31-programa_27.html?m=1 (acedido em 13 de Junho de 2015).

D

DELLA-COURTIADE, Claude. *A criança com deficiência - do nascimento à idade escolar*. Lisboa: Grifo - Editores e Livreiros, Lda, Agosto de 1997.

DEMPSEY, P. G. "Isometric Muscle Strength and Anthropometric Characteristics of a Chinese Sample." *International Journal of Industrial Ergonomics*, 2005: p. 674-679.

DRIVER, Caitlin. "Thingiverse." *Trumpet adaptive decive*. 14 de Agosto de 2015. <http://www.thingiverse.com/thing:967861> (acedido em 29 de Janeiro de 2016).

E

ENGELS. In *Filosofia das atividades corporais*, de Manuel SÉRGIO. Lisboa: Editorial Compendium, 1981.

EXPRESSO, Jornal. "Exame informática." *Todos podemos criar próteses*. 14 de Maio de 2015. <http://exameinformatica.sapo.pt/noticias/ciencia/2015-05-14-Todos-podemos-criar-protese> (acedido em Outubro de 2015).

F

FERREIRA, D., DUARTE, T., ALVES, J., e FERREIRA, I. (2016). Development of low cost customized hand prostheses by additive manufacturing.

FLOOD, Frankie. "Handverker." *Wins12 interview and viola bow modification*. 7 de Novembro de 2015. <http://frankieflood.blogspot.pt/search/label/viola%20bow%20holder> (acedido em 29 de Janeiro de 2016).

G

GANS, Raymonde, Jean DAHAN, e Yves VERBEEK. *Grandes enigmas do homem*. Vols. Vol I - As origens do homem. Lisboa: Amigos do livro, Editores Lda, 1965.

GERSHENFELD, Neil. *Fab - The coming revolution on your desktop: from personal computers to personal fabrication*. New York: Basic Book, 2005.

GERSHENFELD, Neil. *When things start to think*. New York: Henry Holt and Company, LLC, 1999.

GOLDBERG, Johanna. "Books, health and history - The New York academy of medicine." *On paré and prosthetics*. 19 de Dezembro de 2014. <https://nyamcenterforhistory.org/2014/12/19/on-pare-and-prosthetics/> (acedido em 13 de Fevereiro de 2016).

GREND, E. *Printing the future - the 3D printing and rapid prototyping source book*. U.S.A.: Castle Island Co., 2009.

H

HOSMER. "Improving lives for 100 years." *The future of Hosmer is bright*. 2012. <http://hosmer.com/100th/> (acedido em 13 de Fevereiro de 2016).

J

JAIN, A. S., e Douglas ROBINSON. *Synopsis of causation - Upper limb amputation*. London: Imperial College, 2008.

K

KAPANDJI, I. A. . *Fisiologia Articular: Esquemas comentados de mecânica humana*. São Paulo: Editora Manole, 1987.

L

LAGE, Alexandra, e Suzana DIAS. *Teoria do Design - Design - Parte 2*. Porto: Porto Editora, 2002.

LINO, Jorge. *Wohlers Report 2013 - Additive manufacturing and 3D printing state of the industry annual worldwide progress report*. Colorado: Terry T. Wohlers, Maio de 2013.

—. *Wohlers Report 2015 - 3D Printing and additive manufacturing state of the industry*. Colorado: Wohlers Associates, Inc., Maio de 2015.

M

MakerBot. "Thingiverse." *Prusa i3 Hephestos*. 23 de Junho de 2014. <http://www.thingiverse.com/thing:371842> (acedido em 5 de Setembro de 2015).

MOLL, K. J., e M. MOLL. *Atlas de anatomia*. Loures: Lusociência: Edições técnicas e científicas Lda, 2004.

MOORE, Keith L. *Introdução à anatomia clinicamente orientada*. Guanabara Koogan, 2001.

N

NAPIER, J. R. "The prehensile movements of the human hand." *The journal of bone and joint surgery*, vol. 38, nr 4 de 1956.

NETTER, Frank H. *Atlas de Anatomia*. Brasil: Elsevier, 2011.

NOBRE, Marco. "Terapia ocupacional portugal." *A função da mão*. 2004. http://ocupacional.no.sapo.pt/funcao_da_mao.htm (acedido em Janeiro de 2016).

NORONHA, Tavan. *A intervenção da fisioterapia nas lesões traumáticas de punho e mão: relato de caso*. São Paulo: Publicação LINS-SP, 2011.

O

OWEN, J. "Enabling the future." *E-nabling Africa - 3D printed hands in nigeria*. 14 de Outubro de 2015. <http://enablingthefuture.org/2015/10/24/e-nabling-africa-%E2%80%A23d-printed-hands-in-nigeria/> (acedido em 04 de Fevereiro de 2016).

—. "Enabling the future." *E-nabling the dreams of a BMX daredevil*. 31 de Dezembro de 2015. <http://enablingthefuture.org/2015/12/31/e-nabling-the-dream/> (acedido em 4 de Janeiro de 2016).

—. "Enabling the future." *Which design?* 2015. <http://enablingthefuture.org/which-design/> (acedido em 4 de Janeiro de 2016).

—. "Enabling the future." *The raptor hand*. 2015. <http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/the-raptor-hand/> (acedido em 21 de Setembro de 2015).

P

PASCHOARELLI, Luís, Mariana MENIN, Danilo SILVA, Livia CAMPOS, e José SILVA. "Antropometria da mão humana: influência do gênero no design ergonômico de instrumentos manuais." *Ação ergonômica - Revista brasileira de ergonomia*, vol. 5, nr. 2, s.d.

PAUL. "Enabling the future." *Prosthetics through the ages*. 23 de Janeiro de 2014. <http://enablingthefuture.org/2014/01/23/prosthetics-through-the-ages/> (accedido em 13 de Fevereiro de 2016).

PEQUINI, Suzi. "Aplicação da antropometria no design de produtos." In *Ergonomia aplicada ao design de produtos: um estudo de caso sobre o design de bicicletas*. São Paulo: Publicação Faculdade de Arquitetura e Urbanismo da Universidade de São Paulo, 2005.

PEREIRA, TELMA, A. Maldonado SIMÕES, Maria LACERDA, Z. Biscaia FRAGA, e António ENTRUDO. *ABC do corpo humano*. Lisboa: Seleções do Reader's Digest, 1987.

PICASSO, Pablo. In *Teoria do Design - Desígnio - Parte 2*, de Alexandra LAGE e Suzana DIAS. Porto: Porto Editora, 2002.

R

RODRIGUEZ-AÑEZ, Ciro Romelio. "A antropometria e a sua aplicação na ergonomia." *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, Vol. 3, nr 1 de 2001.

S

SAMPSON, Greg. "South Australian Medical Heritage Society Inc." *The hand of corporal coles*. s.d.<http://samhs.org.au/Virtual%20Museum/Surgery/hand%20of%20Corporal%20Coles/hand%20of%20Corporal%20Coles.html> (accedido em 13 de Janeiro de 2016).

SANTOS, Marco Sousa. In *Experimentem o design*, de Marta LISBOA. Público - Comunicação Social SA, 1999.

SEELEY, Rod, Trent STEPHENS, e Philip TATE. *Anatomia e fisiologia*. Lisboa: Editora Lusodidacta, 2005.

SILVA, Eliania. "Terapia Ocupacional." *Amputados de membros superiores (MMSS)*. 10 de Agosto de

2008.<https://tocupacional.wordpress.com/2008/08/10/amputados-de-membros-superiores-mmss/> (acedido em 22 de Setembro de 2015).

SMITH, D. G., e J. H. BOWKET. *Atlas of amputations and limb deficiencies - Surgical, prosthetic and rehabilitation principles*. Rosemont (Illinois): American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2004.

SOLÀ-MORALES, Ignasi de. *Cuerpos Ausentes*. Cambridge: The MIT press, 1997.

STEEPER, Creating life's turning points, together. "Bebionic." *The hand - Features*. 2015. http://bebionic.com/the_hand/features (acedido em 21 de Fevereiro de 2016).

—. *Bebionic: User guide*. USA: Publicação Steeperusa, 2015.

SUH, H. Anna. *Os apontamentos de Leonardo - Leonardo da Vinci*. Lisboa: Centralivros, Lda, 2007.

T

TELLING, Joel. "Simplify 3d." *Print quality troubleshooting guide*. 2016. <https://www.simplify3d.com/support/print-quality-troubleshooting/#stringing-or-oozing> (acedido em 19 de Fevereiro de 2016).

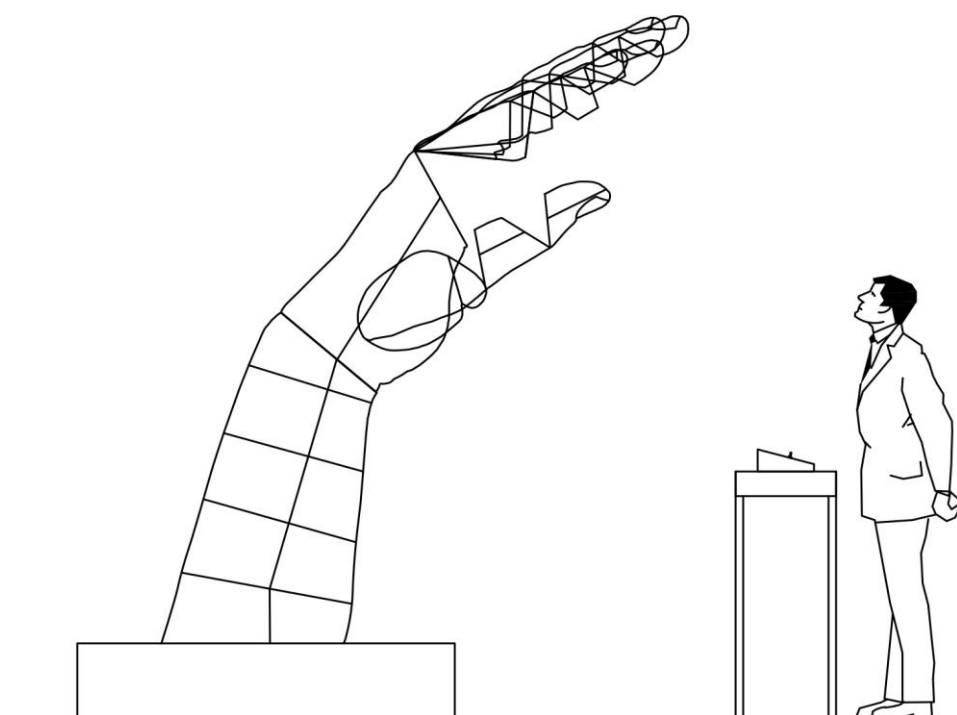
TEYSSOT, Georges. In *Flesh: architectural probes*, de Elizabeth DILLER e Ricardo SCOFIDIO. Nova Iorque: Princeton Architectural Press, 1994.

THOMAS, K. F. *The art of clinical anaplastology - Techniques and materials guide for successful facial and somato prosthetic rehabilitation*. Reino Unido: Great Britain by 4Edge Ltd., 2006.

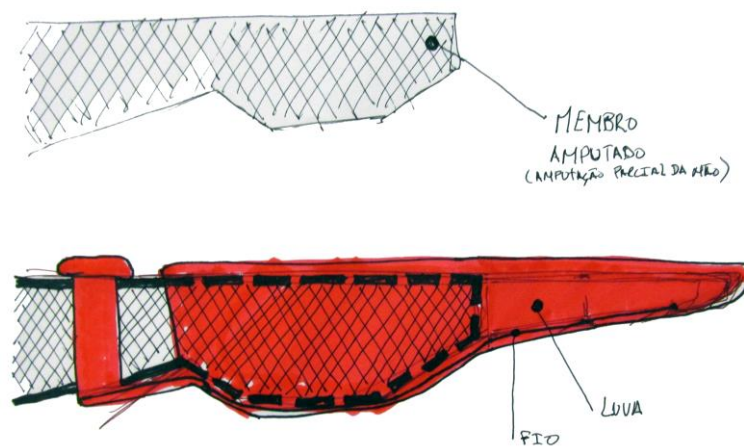
W

WALKER, Richard. *Enciclopédia do Corpo Humano*. Dorling Kindersley, 2002.

Anexo I – Desenho projetual da Marioneta
(do autor)

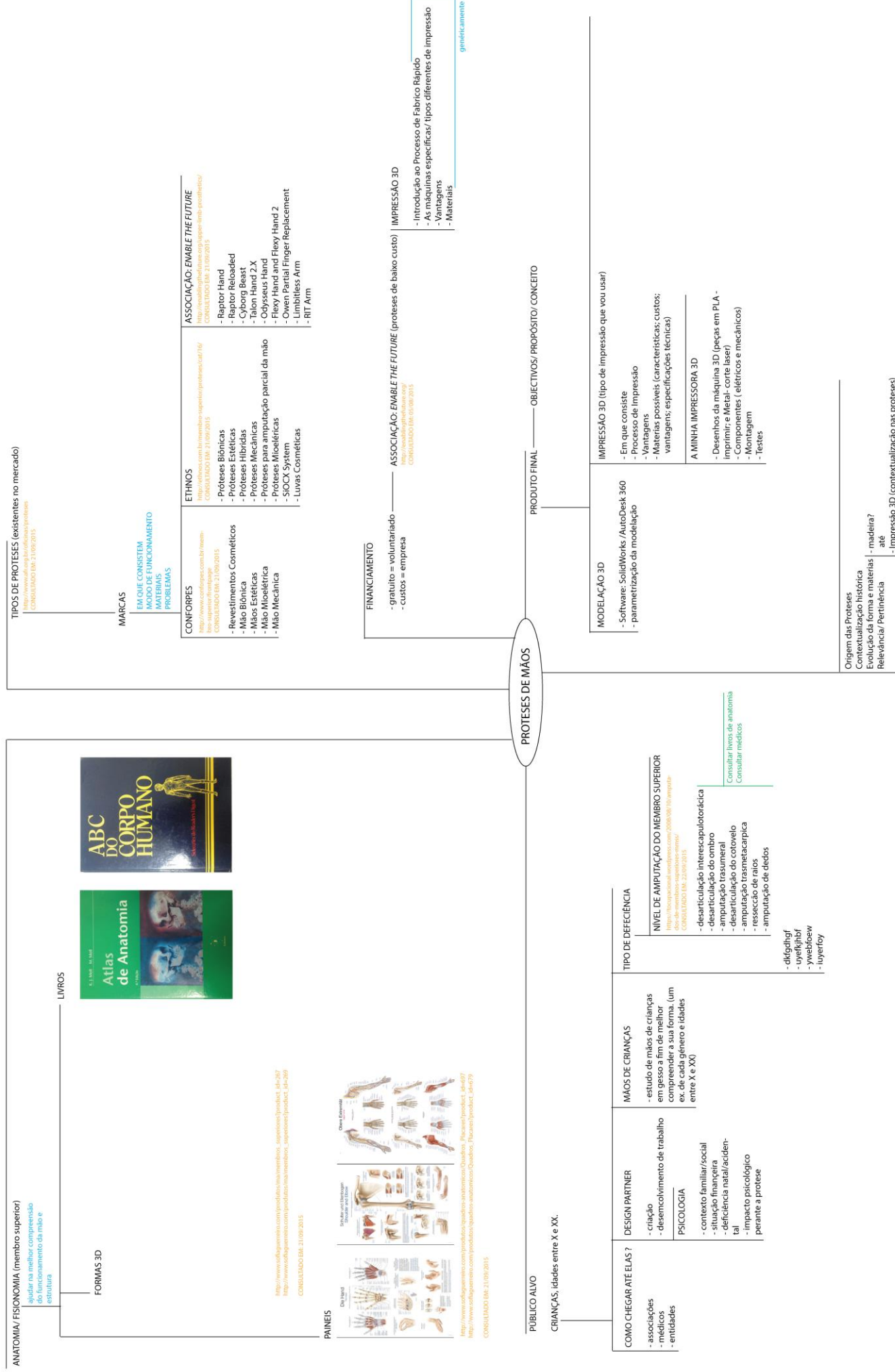


Anexo II – Conceito inicial
(do autor)



Anexo III – Mapa mental

Primeiro e último mapa mental realizado



Development of low cost customized hand prostheses by additive manufacturing

D. Ferreira, T. Duarte, J. L. Alves & I. Ferreira

INEGI, Faculty of Engineering, University of Porto, Porto, Portugal

ABSTRACT: The absence of hands makes human life very difficult. Thus, the development of prostheses becomes fundamental to improve the living conditions. There are many types of prostheses currently available on the market, ranging from the simplest ones, with only aesthetic function, to bionic, which are sophisticated and have functionality closer to the human hand. Despite all actual technological progress, prices are still very high, easily reaching thousands of euros, making them inaccessible for a wide range of population. Therefore, the development of a low cost prosthesis, even if it is a “plastic hand”, will allow simple actions like holding a cup, promoting a better quality of life of people without economic capacity to buy an expensive one. This work emerged from the e-NABLE project that aims to design and manufacture prosthetic hands in polymeric materials through additive manufacturing (AM), tailored to meet user’s specific needs. These prostheses work by flexion and extension of the wrist that produces finger movements. Currently, the prostheses provided by the e-NABLE project have some limitations and conceptual problems. This work contributes to overcome these problems, using different materials and constructive solutions, adapted to each particular amputation.

1 STATE OF THE ART

Absence of a hand causes a great impact on human life, due to the loss of a working tool, image and personality development, interpersonal relationships, sexual identity, skills, self-expression, psychological reaction to this adversity of each individual, among others factors. The hand as part of the human body is studied in three aspects; osteology, arthrology and myology. All of them are essential to understand bones, joints and muscles that, together, define the hand functionality (Castela 2002). The development of hand prosthesis is vital to improve the living conditions of people who do not have this part of the body. In the hand prosthesis project, it is necessary to take into account all aspects related to the hand anatomy and type of amputation in order to obtain a prosthetic hand with aspect and functionality similar to the human one. Amputation can have two origins: congenital deficiency, when someone is born without a limb and traumatic amputation derived of a surgical operation for removing a member or part of it, due to an accident or illness. Upper limb amputations have various levels, depending on the removal degree or members absence. Figure 1 shows some amputation levels and the functional joint available to forward movement to the prosthesis (<http://enablingthefuture.org/>).

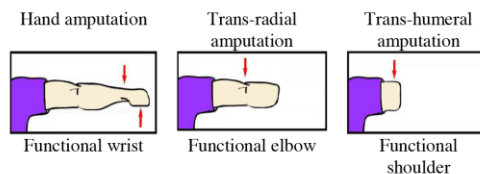


Figure 1. Amputation levels showing the available functional joint (<http://enablingthefuture.org/>).

Since ancient times there are references to the existence of prostheses designed to replace missing parts of the human body. Between 218-201 BC a hand of steel was made to General Marcus Sergius who lost a hand in the Second Punic War. In the Middle Age, Ambroise Paré, a great master of surgery, with a great drawing ability and aesthetic sense developed a large number of metal prostheses (Silva 2008). In the nineteenth century several prosthetic solutions, created by Peter Baliff and Robert Norman, driven by belts are reported (Silva 2008). Robert Norman designed a hinged hand made from whalebone shown in Figure 2, which can be considered as the prosthesis that generated the current concept of low cost customized prosthesis presented in this study.



Figure 2. Hinged hand made in whalebone, driven by belts, designed by Robert Norman (Silva 2008).

Nowadays, there are many types of prostheses available on the market as a result of research and development work of multidisciplinary teams, ranging from the simpler ones with only aesthetic function, usually made with silicone to mimic the skin (Fig. 3a), to bionic prostheses, which are much more sophisticated and with functionality closer to the human hand (Fig. 3b). However, all of them are very costly with prices of up to tens of thousands of euros, turning them inaccessible to the majority of the population (Steeper 2015).



Figure 3. a) Silicone prosthesis; b) Bionic prosthesis (Steeper, 2015)

A more economical mechanical prosthesis (at a cost of about 600 €) and used for some amputees at the level of trans-radial amputation, comprises a mechanism allowing the hand closure and opening through the movement of a functional joint (blades movement or elbow bending) through a steel cable connected to a hook. For a more pleasant appearance, over the hook (Fig. 4a) is placed a PVC glove (Fig. 4b), and finally a silicone one as a cosmetic coating (Fig. 4c). Its connection to the amputated limb is accomplished through a component that is customized according to each user, which engages the highlighted part in Figure 4 a).

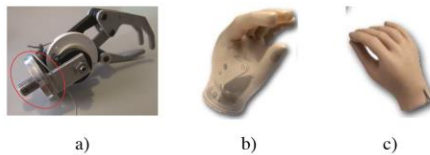


Figure 4. Mechanical prosthesis; a) Hook; b) PVC glove; c) Silicone glove (from the authors).

In 2013, Ivan Owen (<http://enablingthefuture.org/>) developed the first metal prosthesis. Then using 3D printing he made a more resistant, durable and functional prosthesis (Fig. 5). Subsequently, he decided

to place the files in an open-source database, allowing everyone to print his prosthesis, using 3D printing, anywhere in the world. This work originated the e-NABLE project (<http://enablingthefuture.org/>) which nowadays has a worldwide community of about 7000 volunteers (teachers, students, engineers, scientists, doctors, designers and artists, among others) and has already provided about 2,000 low cost upper limb prostheses to users in 45 countries. This project aims to design and manufacture prosthetic hands in polymeric materials through AM technology - 3D printing, tailored to meet user's specific needs, especially in under developed countries. This project turns the cost and production time much more reduced than in conventional prostheses. Besides that, adaptations are possible, at a reduced price, to follow child growth.

Despite all the existing technological progress, the lack of sensory function, not achieved in any available prosthesis, turns out to be the major factor for user rejection of prosthesis use. Therefore, the development of customized low cost hand prosthesis that allow performing simple actions like holding a cup will provide its user with a better quality of life, even if its appearance is that of a "plastic hand".



Figure 5. First metal prosthesis designed by Ivan Owen (<http://enablingthefuture.org/>).

These prostheses work by flexion and extension of the wrist. The functional joints are achieved through small springs and wires that join the different parts and that with the rotation of the wrist provide a closing movement of the prosthetic fingers. Figure 6 shows all the parts needed to assemble a hand available through the e-NABLE project and presents a complete Raptor Hand prosthesis.



Figure 6. a) 3D printed parts and other components necessary to assemble a low cost prosthesis (e-NABLE project) concept; b) The Raptor Hand prosthesis (<http://enablingthefuture.org/>).

In Figure 7 one can see two examples of prostheses created under the e-NABLE project tailored to meet specific needs of some children.

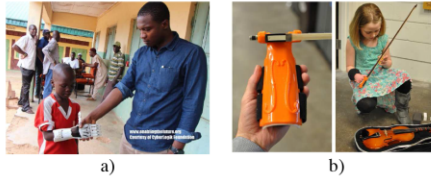


Figure 7. Examples of prosthesis; a) Musa, an African child that was only 4 years old when fell into a kitchen fire. He lost his right hand due to severe burns and an infection. Through the e-NABLE project he got a hand prosthesis; b) Child and its prosthesis adapted to play violin, designed by the e-NABLE project (<http://enablingthefuture.org/>).

3D printing is the production of objects, almost unrestricted in shape, by adding successive layers of a material. To obtain a product or prototype, the desired object is modeled in 3D CAD software; exported as a STL file (general format for 3D printing); subsequently this file is fed into the slicer software that translates it into a gcode file. This file contains the list of orders (trajectories, temperatures, etc.) that the machine will execute (Alves et al. 2001, Chua & Leong 2015). In all AM or 3D printing processes the construction by layers produces a surface roughness, called stair case effect, which is related with the layer thickness. In order to soften this shortcoming, there are some surface treatment solutions, such as polishing, painting, application of acetone or other specific products for this purpose (Wohlers 2016). The XTC, from ON-Smooth company is economical, rectifies the stair case effect and can be applied onto various types of surfaces such as plastic, paper, foam, cardboard, ABS, PLA. After its application, parts can be painted or coated. The final aspect is a glossy surface as the one shown in Figure 7 b) prosthesis.

The most common AM process currently available is the Fused Deposition Modeling (FDM), presented in 1991 by Stratasys Inc, USA. This process consists in extruding a filament, usually plastic, through a heated nozzle which is fed by a reel (Fig. 8). Typically, these machines have two extrusion heads, one for the construction material and the other to the support material (Wohlers 2016). The simplicity of construction and operation of this process led to a significant growth of equipments sold by many companies. Since the FDM patent was dropped the open source equipment emerged with an exponential growth as many users (designers, engineers, students, and others), called “makers”, build their own customized equipments (Ferreira 2015).

The Raptor Hand prosthesis (Figure 6 b) was the first one produced by the e-NABLE project. Despite all the innovation, it features some functional, constructive and even ergonomic problems, considering also that its aesthetic aspect is not the most appealing one. Currently, the prosthetics hands provided by the e-NABLE project have some limitations and

conceptual problems: can only be applied if the person has a functional wrist or elbow, to be able to close and open the prosthesis; all fingers have the same size, which does not reflect a real hand; existence of some little dissimulated hinges, wires and rubber bands visible and unprotected; the elastics placement method and its durability; tightening of the prosthesis on the arm; restricted movements; and movement of the thumb very different from reality, among others (<http://enablingthefuture.org/>).

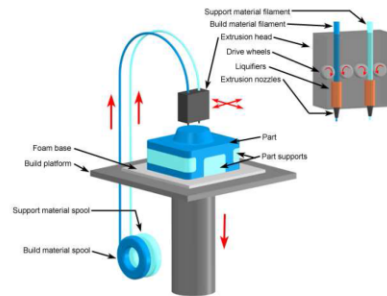


Figure 8. Schematic representation of FDM AM process (Custompartnet 2008).

Thus, this work aims to contribute to the study and research of possible solutions to solve or at least mitigate these problems through the use of different materials and constructive solutions adapted to each amputation, always with the following main concerns: simplicity, low cost, possibility of being made in any 3D printer and assembled anywhere in the world.

2 PRODUCT DEVELOPMENT

2.1 Introduction

In order to obtain a real case of a portuguese child who needed a prosthesis and was available to participate in the e-NABLE project, some contacts were made with the amputees services of several hospitals. None suitable case in terms of age and level of amputation was found. Therefore, considering an orthopedic doctor suggestion, it was decided to develop a prosthesis based on the same design concepts of e-NABLE but adapting a pre-existing metal part shown in the Figure 4 a) and that many amputees use to be able to fix the hook also shown in Figure 4 a). This way they can perform some movements of their daily life, such as dressing, eating, cooking, among others. The main idea is to replace the hook with a prosthesis, with dimensions and shape similar to the human hand, to produce movements of locking and fixing, and a flexible cosmetic glove may be placed over it. The prosthesis must be linked to an alumi-

num standard piece shown in Figure 4 a). The manufacturing technology should be low cost 3D printing and the accessories used to link the various parts (screws, bolts, rubber bands, springs and wires) must be cheap, simple and easy to buy.

The prosthesis development process is divided into three phases. The first phase concerns the anthropometric and anatomical hand study, the second phase is the functional study of the prosthesis and finally the third phase, the modeling, manufacturing and assembly of the final product.

2.2 First phase - Anthropometric and anatomic hand study

To the modeling process, is fundamental to understand the hands functioning and know its dimensions. This phase is divided in two parts: in the first measurements are taken, as well as proportions of the wrist, fingers and hand central part - anthropometry - and the second one to understand joints functioning and hand architecture - anatomy.

To obtain the dimensions needed for modeling, a hand plaster model of an adult man with a maximum length of about 210 mm was produced, using the same techniques used in orthodontics or sculpture. A mixture of water and alginate resulting in a paste which is then applied on the workpiece, from which one wants to obtain the mold previously placed in a box. After drying, the workpiece is taken out, plaster is poured into the mold. Subsequently, the plaster was demolded to give a faithful reproduction of the desired object, as can be seen in Figure 9. Over this model a color scheme was made and lines were drawn to indicate the different parts of the hand and the areas where the fingers flex and extend, to facilitate measurements and allow the use of true dimensions in this study. Thus, it is possible, on further work to make 3D models of smaller or larger dimensions, by grading.



Figure 9 - Plaster model of a real hand.

Regarding the anatomy, the following points must be considered: the fundamental movements for the prosthesis functioning are the closing and opening of the hand. The articulation which allows flexion and extension of the five fingers is a hinged joint, similar to a hinge. The connection between the thumb and hand main body is implemented through a saddle joint similar to a "cardan".

The joints between the distal and medium phalanx (fingertip) of index, middle, ring and little fingers were excluded because they are not relevant for the hand functioning. A single piece was designed to reproduce this part of the finger, with an angle of 20° . However, between the middle and proximal phalanges (which joins the fingers to the hand main body), between the proximal phalanx and the metacarpal articulation, a 90° rotation must be considered. On thumb, among distal and proximal phalanxes as well as the proximal phalanx and metacarpal there is also a 90° rotation. It was also considered important to incorporate more than one hold mode by the thumb with a rotation close to 54° , which promotes two different closing modes, as can be seen in Figure 10.

The hand has a few more aspects to consider in terms of form. Ring and little fingers, make an angle of 10° horizontally and 3° vertically. Finally, hand junction with the wrist makes an angle of 20° , to put it in its functional position. These aspects must be taken into account during project and modeling and are summarized in Figure 10.

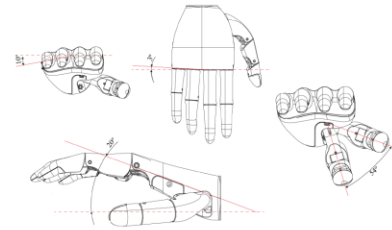


Figure 10. 2D hand modeling with angles among the different parts in accordance with the plaster model and real human hand.

2.3 Second phase - Functional prosthesis study

2.3.1 Joint system design for extension and flexion of the fingers

The reference prosthesis (Raptor Hand 2) has mechanical solutions to this articulation that in terms of aesthetic and functional point of view are not the most efficient: the elastics lose their elasticity in a short time and the hinges are often loosened in its axis. The objective is to develop a joint system considering the following assumptions: mandatory flexion to 90° , allowing the total fingers closure; blocking the rotation movement at the top, preventing hyperextension; hidden the components that produce the stresses; extension strength by a flexible hinge; flexion strength by a wire/spring.

Facing the restrictions and constraints specified some solutions were studied. In the first one, hinge is 3D printed on flexible filament using it as an elastic. After construction and assembly, this concept was discarded because the movement produced by this

solution is not smooth and precise, which is critical to the prosthesis proper functioning.

Another solution is based on assumptions identical to the first one but using orthodontic elastics for the application of extension stress and a teflon tube as the axis of the hinge, in order to reduce friction. This solution also has problems: the support that ties the elastic is quite small and brittle, these break easily and there is not enough space to accommodate all the components inside.

The final concept is presented in Figure 11, and differs from the foregoing in some aspects. The extension stress is performed by a torsion spring and uses a brass pipe as a hinge axis, to avoid deformation by the force applied by the spring.

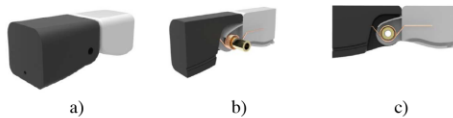


Figure 11. Final concept hinge joint design for the closing movement of fingers: a) External appearance; b) Brass tube and spring; c) Front view of the joint.

2.3.2 Thumb rotation mechanism

The thumb finger is the most complex and difficult to understand in terms of the movement which is capable. Since the objective will be to do more than one type of grip, the thumb may not always be in the same position, and must be able to make a rotation (see Figure 10). After several iterations, the final one is presented in Figure 12 that has the rotation mechanism inside the hand and is patent pending. The actuation is performed manually by the user other hand, similar to what happens nowadays in bionic prostheses on the market.

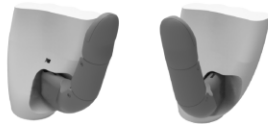


Figure 12. Final concept for thumb movement - two positions.

2.3.3 Flexion stress: spring connected to amputee functional joint

The mechanical system is composed by wires, springs and hinges, the opening and closing of the prosthesis by the user is achieved through the movement of the elbow or shoulder blades. This locking is due to the existing wire in the bottom of the prosthesis which is connected to the elbow or the shoulder blade by means of a guide tube in a similar way to the wires changes and brakes of bicycles.

According to mathematical equation that defines torque, $B = Fxd$, being F the stress and d the distance between the rotation axis and the wire/spring, it is found that greater the distance between the shaft and the thread, lower the force needed for closing the prosthesis. Thus, the string is placed as far as possible to the shaft, allowing the user to use less force to close the prosthesis (Figure 13).

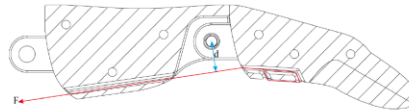


Figure 13. Cross section of a finger indicating the string path.

The basic requirements for the choice of wire which produces the bending stress were: greatly reduced elasticity level, ensuring a good response in tension during stress application and wear resistance. Initially, a nylon spring was tested from which was obtained a good response in terms of mechanical properties but low wear resistance. So, a kevlar string was selected, consisting of 8 filaments crossed with a thickness of 0.2 mm, able to withstand tensile forces up to 13kgf.

2.3.4 Extension stress

The force which counteracts the hand locking is accomplished by a torsion spring. After several studies and tests it was found that the most suitable spring is made of hardened stainless steel wire with 1 mm in diameter.

2.4 Third phase - Modeling, manufacture and assembly of the final product

The modeling of the final product integrates the constructive solutions described in the 2nd phase, considering the dimensions and functional concerns studied in phase 1 and seeking the low cost production process based on additive manufacturing.

Due to the necessity of creating space for the passage of the fingers wires, which converge to a single wire, the main frame is composed by two parts: the main structure produced in solid filament and a lid in flexible filament. The path of the strings was designed so that they are all connected in the center of the main body through tunnels in order to be joined in a single wire. This main wire will connect to the elbow or the shoulder, which are the functional linkage of the amputee, allowing hand closing by force "F" (Figure 14).

The main structure of the prosthesis (main hand body) is designed in order to be printed vertically as shown in Figure 15, without the use of supports. The highlighted areas indicate some of these situations. Because of their rounded shapes, fingers had to be split in two halves, allowing to print without supports (Figure 15).

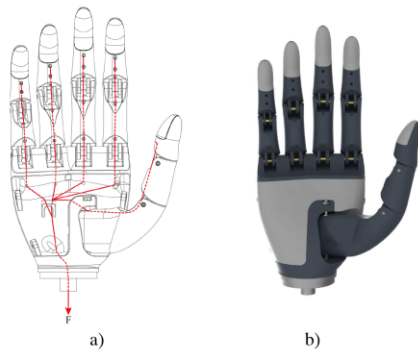


Figure 14. Prosthesis; a) 2D modeling of a prosthesis with the strings configuration; b) Hand 3D Modeling.

The first cut was made in the center of the finger, also sectioning the existing tunnel for string path, which causes a problem: during the pull, the string enters in the groove resulting from the union of the two parts and can break. Using the cut shown in Figure 15 this problem was overcome. The two parts are then glued with cyanoacrylate. The use of flexible filament for the construction of specific areas of the prosthesis, such as the hand palm and fingertip (Figs 14 b), 15 b) gives a greater adhesion and adaptability to objects during handling.

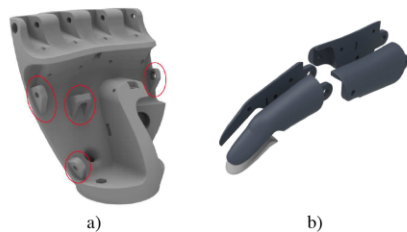


Figure 15. Prosthesis hand; a) 3D printing position of the main prosthesis body to avoid the use of supports; b) finger parts.

A personal printing system based on FDM process (designed and assembled by the first author of this paper), with maximum construction dimensions of 300x300 mm was used to print the parts. For fingers and main structure of the prosthesis a PLA filament was selected and for the palm and fingertips TPE (thermoplastic elastomer) with a polyurethane base and some additives (Filaflex). Figure 16 presents the final product developed as result of this project.

3 CONCLUSIONS

It is possible to manufacture functional low cost hand prostheses through 3D printing. In addition, the components required for assembly the product de-

veloped - springs, wires, screws - are easy to find any part of the world because they are not customized. The solutions studied and presented solve some of the design problems of e-NABLE prostheses such as: improving the aesthetic aspect, thumb movement, fingers dimensions and functionality close to reality, better adaptation and adherence to objects due to fingertips and hand palm on flexible material and, all components are hidden inside the hand.

Therefore, it can be concluded that this work contributes significantly to the success of the project e-NABLE.

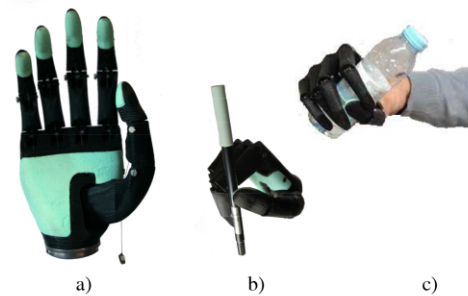
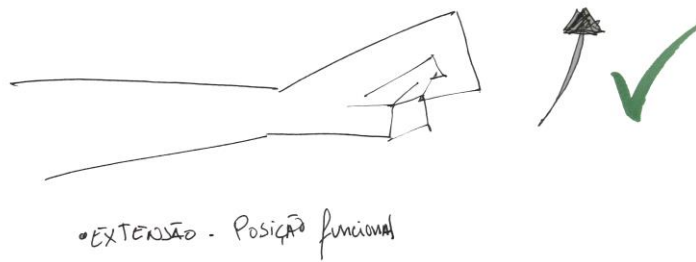
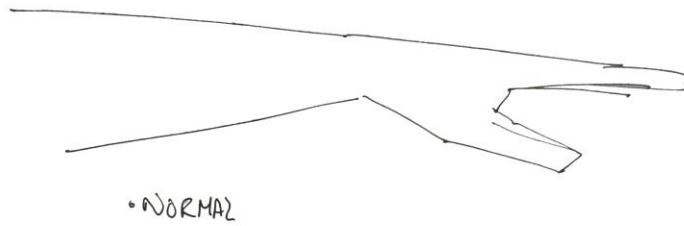


Figure 16. Final prosthesis in two positions a) Opened; b) Closed, holding a pen; c) Closed holding a bottle.

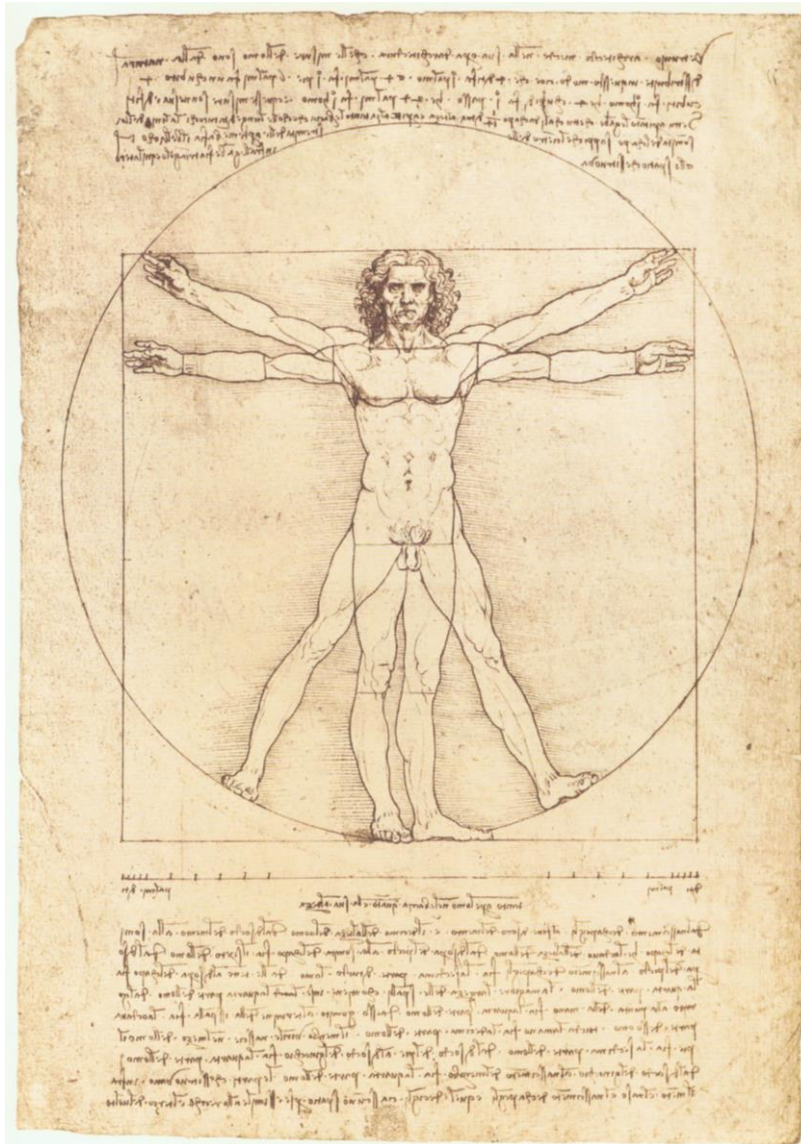
REFERENCES

- Alves, F., F. Braga, M. Simão, R. Neto, e T. Duarte, Prototipagem rápida. Leça do Balio: Protoclick, Feb. de 2001.
- Castela, Alexandre. Anátomo-histo-fisiologia. Vila Real: Publicação ESEVR, 2002.
- Chua, Chee, e Kah LEONG. 3D printing and additive manufacturing - principles and applications. Singapura: World scientific publishing Co. Pte. Ltd., 2015.
- Custompart.net. Images. 2008 <http://www.custompartnet.com/wu/images/rapid-prototyping/fdm.png> (28 /1/ 2016).
- Ferreira, I. 2015. *Impressão Tridimensional de Baixo Custo de Pasta de Açúcar*. Porto, Portugal: MIEM, FEUP.
- <http://enablingthefuture.org/>
- Silva, Eliania. "Terapia Ocupacional." Amputados de membros superiores (MMSS). 10 de Agosto de 2008. <https://tocupacional.wordpress.com/2008/08/10/amputados-de-membros-superiores-mmss/> (22/9/2015)
- Steeper, Creating life's turning points, together. "Bebionic." The hand - Features. 2015. http://bebionic.com/the_hand/features (21/2/2016)
- Wohlers, T., Caffrey, T., & Campbel, I. 2016. *Wohlers Report, 3D Printing and Additive Manufacturing State of the Industry. Annual Worldwide Progress Report*. Colorado, Usa: Wohlers Associates, Inc.

Anexo V – Flexão e extensão do pulso
(do autor)



ANEXO VI - Homem Vitruviano

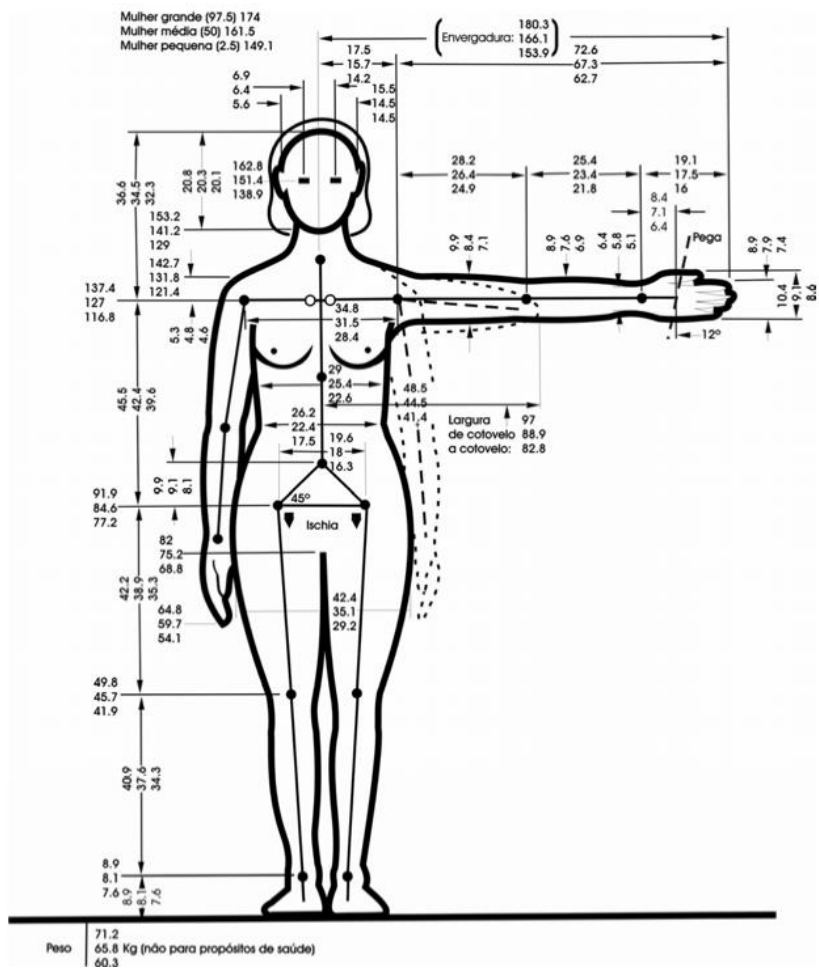


"Desde a raiz dos cabelos até ao fundo do queixo vai um décimo da altura de um homem; desde o fundo do queixo até ao alto da sua cabeça vai um oitavo da sua altura; desde o alto do peito até ao topo da cabeça será um sexto de um homem. Desde o cimo do peito até a raiz do cabelo será a sétima parte do homem inteiro. Desde os mamilos até ao topo da cabeça será a quarta parte de homem. A largura maior dos ombros contém em si mesma a quarta parte do homem. Do cotovelo a ponta da mão será quinta parte de um homem; e do cotovelo até ao ângulo do sôvaco será a oitava parte do homem. A mão inteira será a décima parte do homem. O começo dos genitais marca o meio do homem. Da parte de baixo do joelho até ao começo dos genitais será a quarta parte do homem. A distância desde o fundo do queixo ao nariz e desde a raiz dos cabelos às sobrancelhas é, em todos os casos, a mesma, e é um terço do rosto, tal como a orelha."

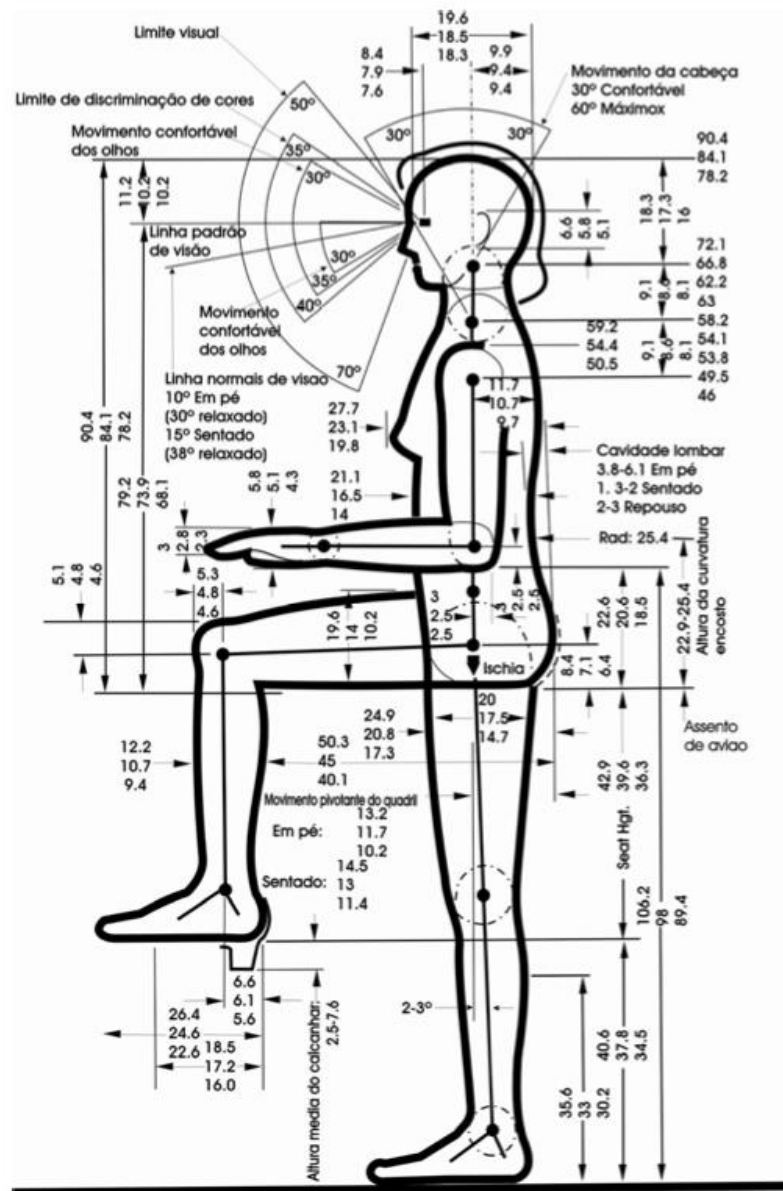
(SUH 2007)

Anexo VII – Medidas do corpo humano

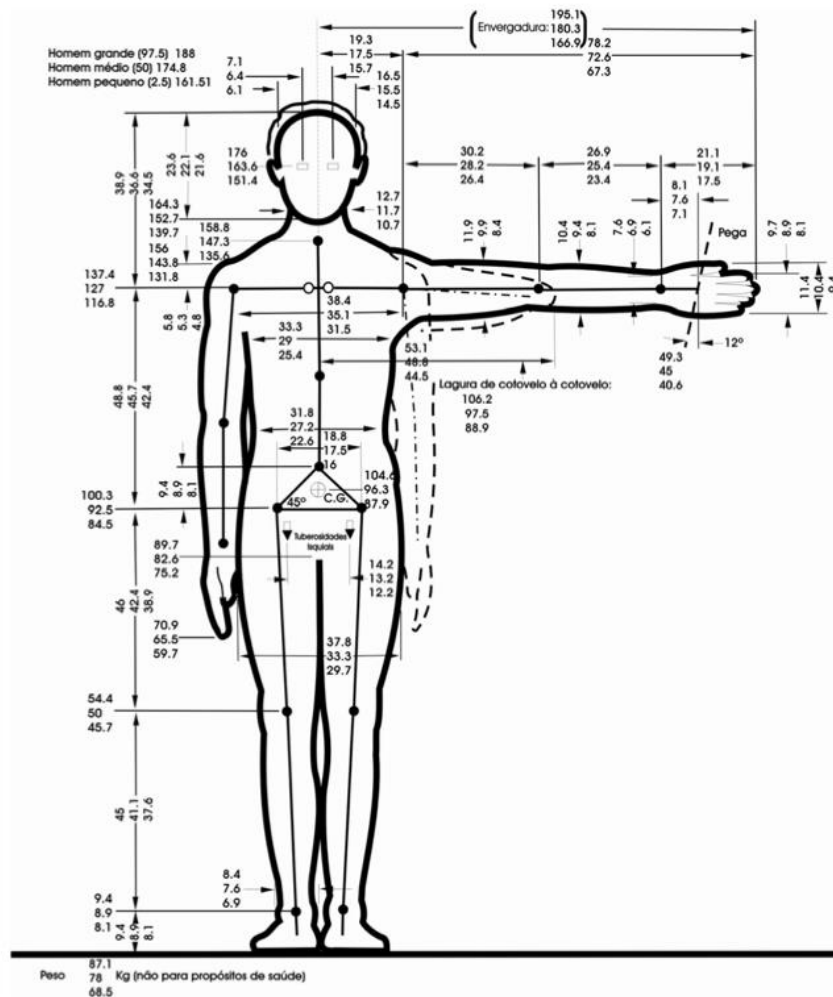
Medidas do corpo humano – género feminino (1)
(PEQUINI 2005)



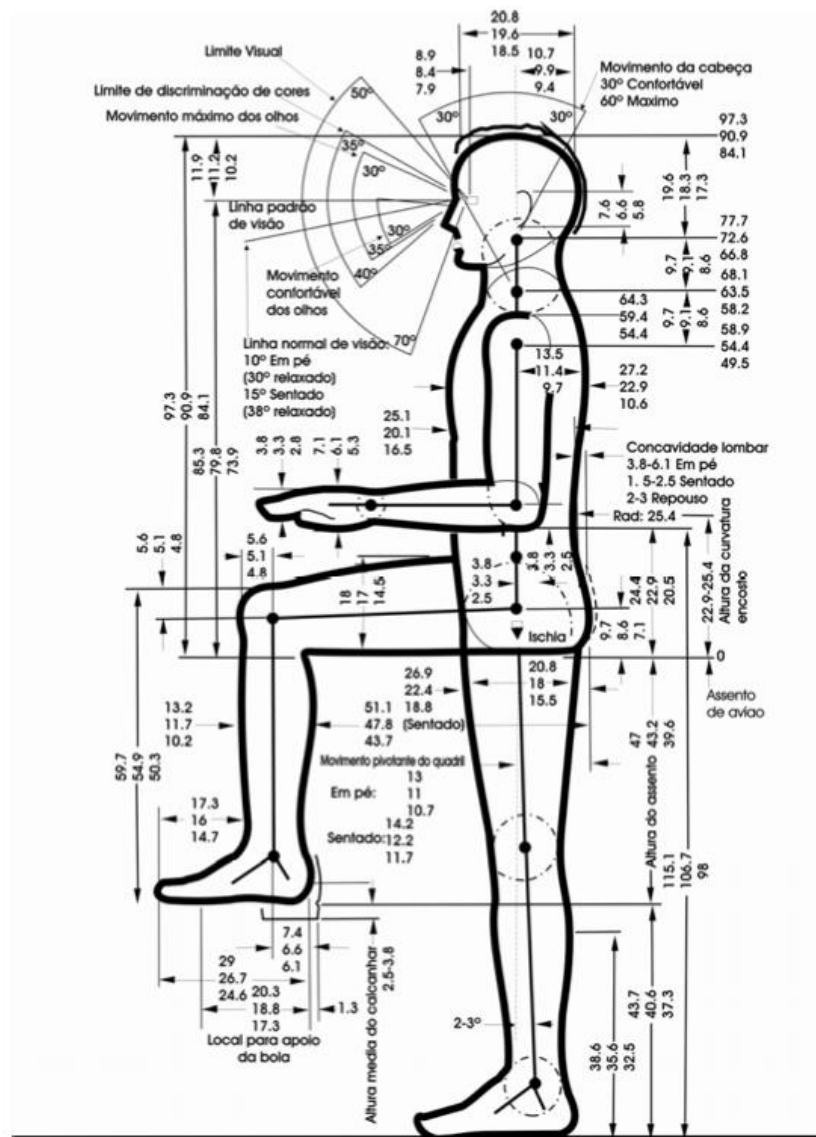
(PEQUINI 2005)



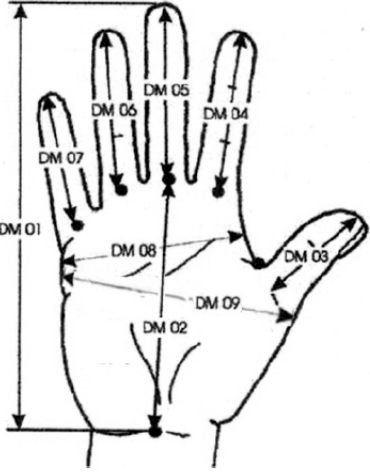
Medidas do corpo humano – género masculino (1)
(PEQUINI 2005)



Medidas do corpo humano – género masculino (2)
(PEQUINI 2005)



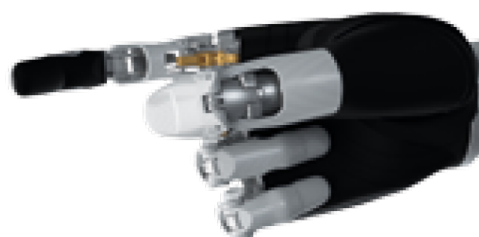
Medidas médias da mão
(PASCHOARELLI, et al. s.d.)

MÃO DIREITA	Var	MAS		FEM		ANOVA "p"
		MÉDIA	D.P.	MÉDIA	D.P.	
	DM1	188,10	9,16	171,53	8,89	0,0000
	DM2	108,76	5,04	97,87	4,41	0,0000
	DM3	63,25	3,67	57,10	3,68	0,0000
	DM4	71,37	4,33	66,57	4,67	0,0010
	DM5	80,05	5,13	73,60	5,16	0,0002
	DM6	74,93	4,14	68,15	4,84	0,0000
	DM7	59,75	3,86	54,60	3,94	0,0001
	DM8	87,29	4,27	77,06	5,71	0,0000

Anexo VIII – Posições da prótese Be-Bionic
(STEEPER 2015)



Tripod



Active Index



Power



Pinch



Finger Adduction



Precision Closed



Hook



Precision Open



Key



Column



Finger Point



Mouse



Open Palm



Relaxed Hand

Anexo IX - Especificações técnicas Prusa i3 Hephestos

(BQ 2016)

Velocidade de impressão

- *Velocidade recomendada: 40-60 mm/s*
- *Velocidade máxima recomendada: 80-100 mm/s*

Resolução

- *Muito alta: 60 micrones*
- *Média: 200 micrones*
- *Alta: 100 micrones*
- *Baixa: 300 micrones*

Dimensões

- *Impressora sem bobine pla (x x y x z): 460 x 383 x 430 mm*
- *Área de impressão: 215 x 210 x 180 mm*
- *Impressora com bobine pla (x x y x z): 460 x 383 x 580 mm*
- *Caixa: 408 x 425 x 233 mm*
- *Impressora sem bobine pla: 460 x 370 x 383 mm*
- *Área de impressão: 215 x 210 x 180 mm*
- *Impressora com bobine pla: 460 x 580 x 383 mm*
- *Caixa: 408 x 425 x 233 mm*

Materiais

- *Pla, hips, filaflex entre outros*

Mecânica extrusora

- *Extrusora com design próprio*
- *Dissipador com aspas e ventilador axial*
- *Boquilha de 0,4 mm para filamento de 1,75 mm*
- *Bico de refrigeração da peça*

Mecânica geral

- *Moldura e base em alumínio pintado a pó*
- *Rolamento linear de esferas Im8uu para x, y, z*
- *Cadeias porta-cabos iguais*
- *Sistema de nivelamento da base de impressão com 4 pontos e amortecimento*

- Ventiladores brushless axiais com rolamentos de esferas
- Barras com cromagem dura para os carros x, y, z
- Rolamento linear de esferas b623zz para as polias x, y
- Encaixes flexíveis para as hastes roscadas do eixo z
- Sistema de troca rápida da base de impressão com clips
- Peças impressas em pla

Electrónica

- Ramps 1.4
- Ecrã lcd com encoder rotativo com pulsador para a navegação
- Termístores 100k na extrusora
- Mega 2560
- Base fria em vidro tamanho 220 x 220 x 3 mm
- Fnte de alimentação de 220 ac 12 dc 100w
- Cartucho aquecedor 40w 12v

Software

- Firmware derivado do marlin
- Ficheiros admitidos: .gcode
- Ambiente recomendado: cura software, slic3r, repetier, kisslicer
- Sistemas operativos compatíveis: windows xp e superiores, mac os x e superiores e linux

Comunicações

- Leitor de cartões sd
- Porta usb tipo b

Segurança

- Extrusora protegida com peças de design próprio

Conteúdo da caixa

- 6 guias de montagem
- Garantia
- Certificado de qualidade

Peso

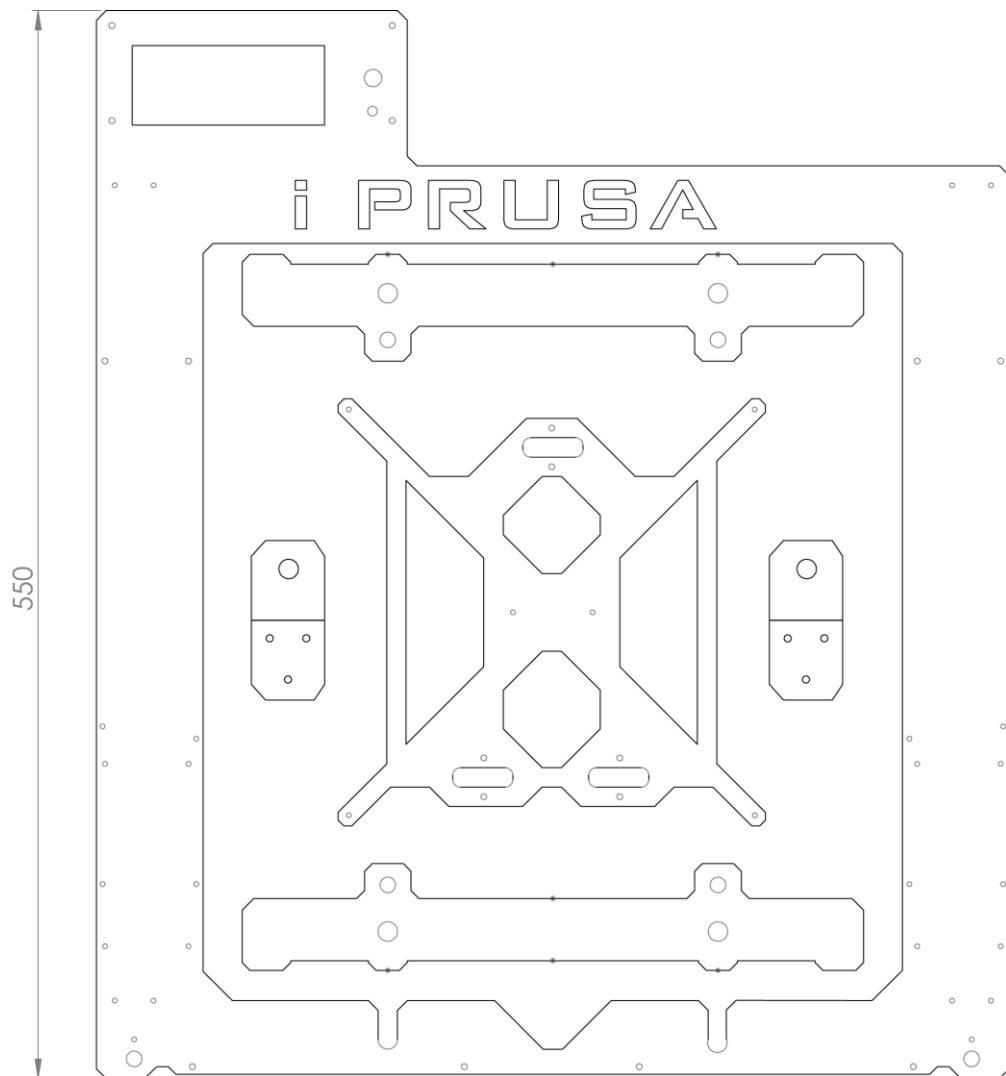
- Peso da caixa: 9,7 kg

Anexo X – Sistema de Impressão Pessoal

Sistema de apoio do eixo Y



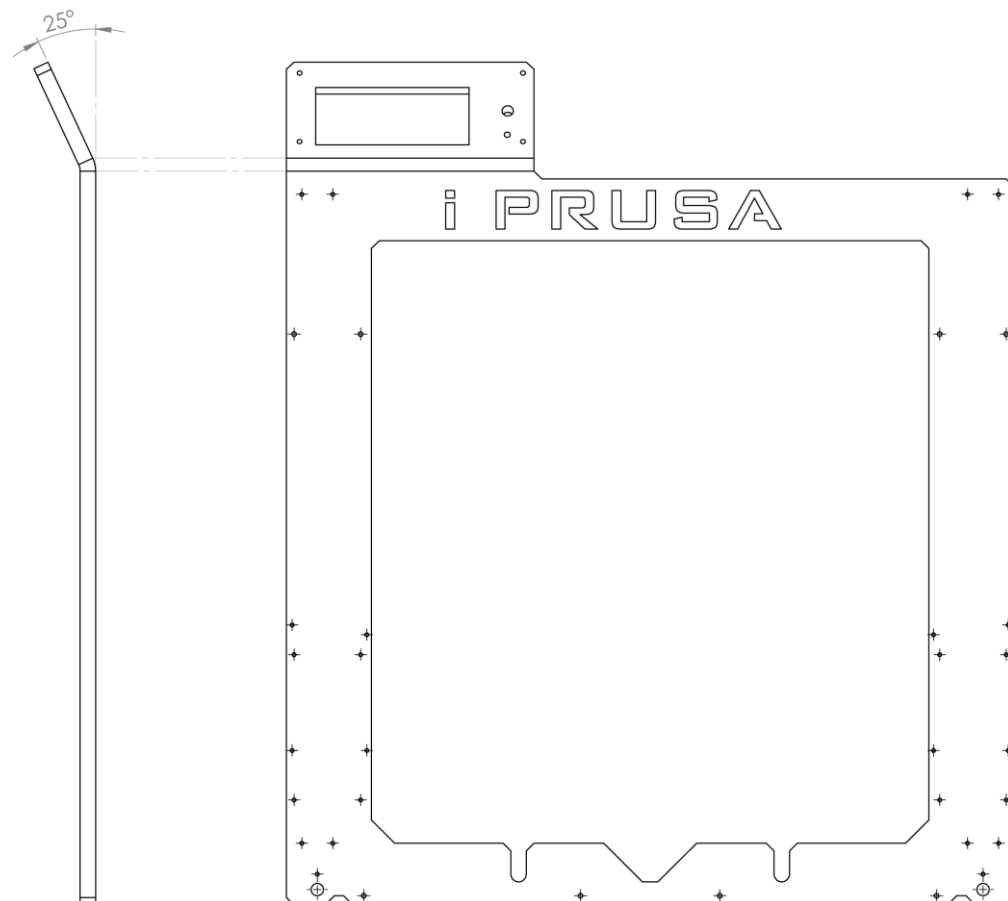
Desenho para o Corte de Chapa Alumínio de 6 mm
(550 mm)
(do autor)



Desenhos Técnicos para Quinagem

- Estrutura Principal

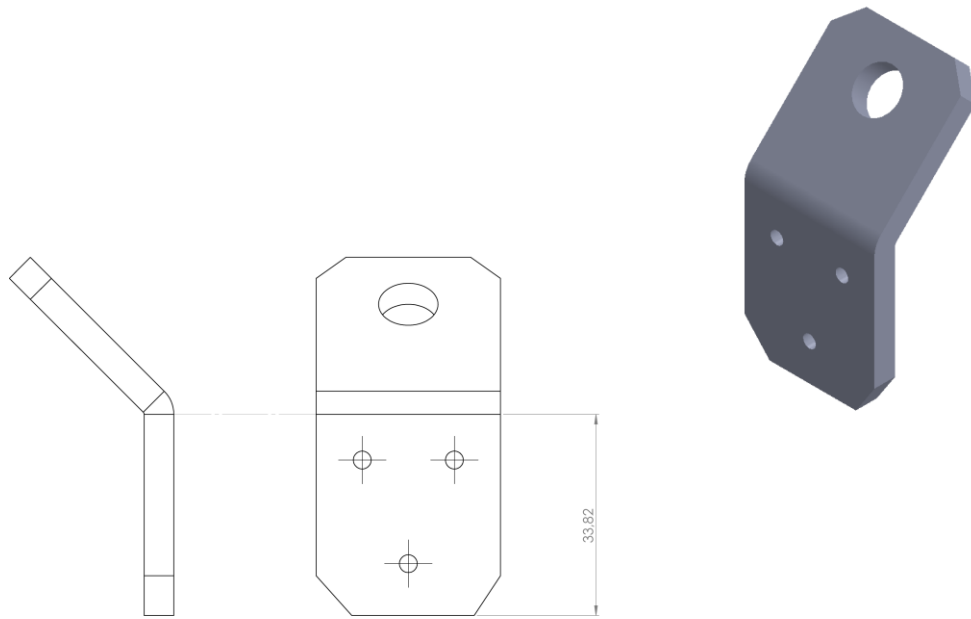
(do autor)



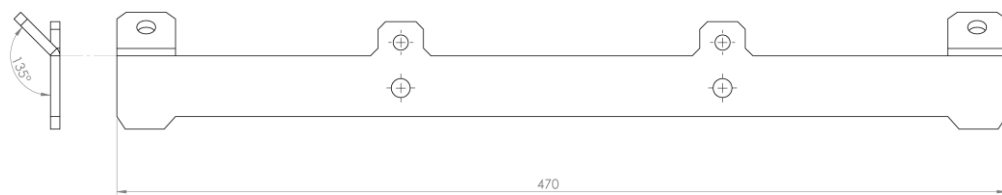
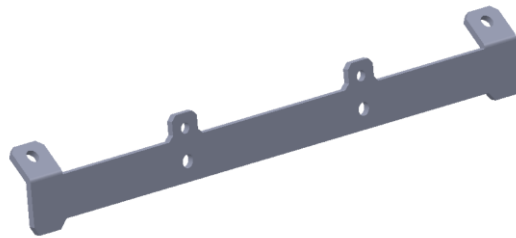
Desenhos Técnicos para Quinagem

- Peça 1

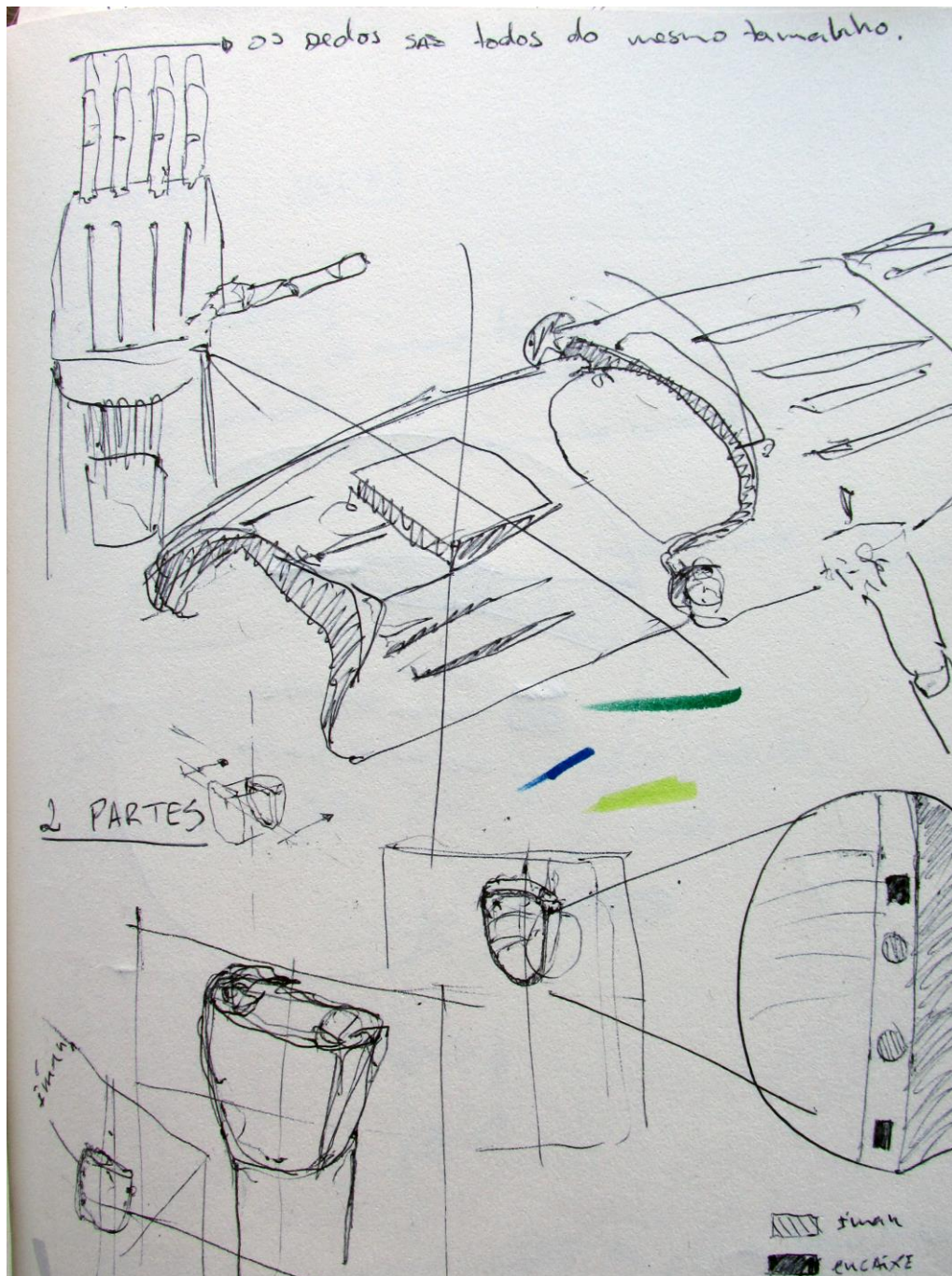
(do autor)



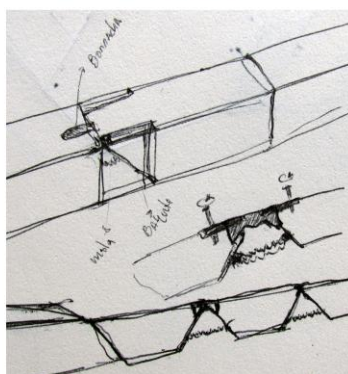
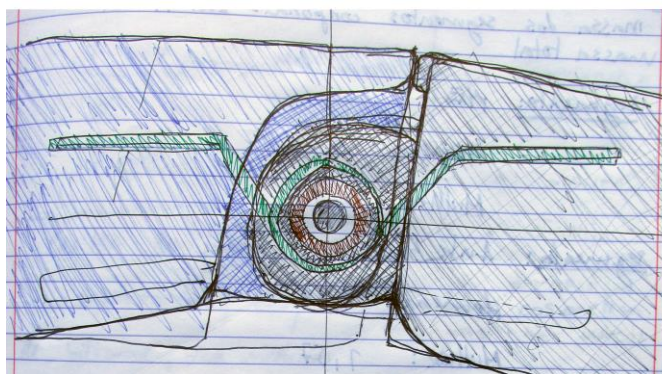
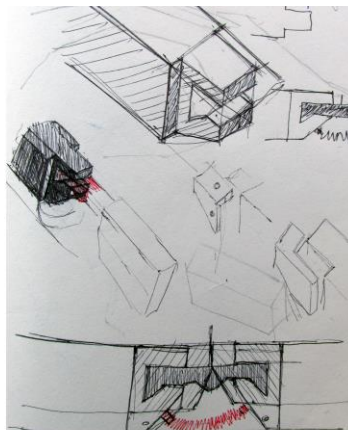
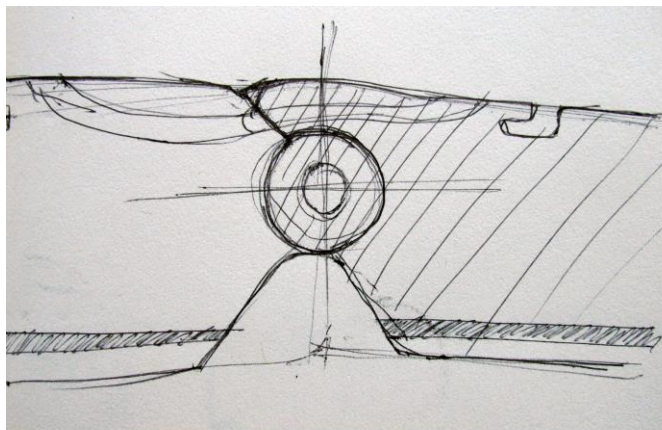
Desenhos Técnicos para Quinagem
- Peça 2
(do autor)



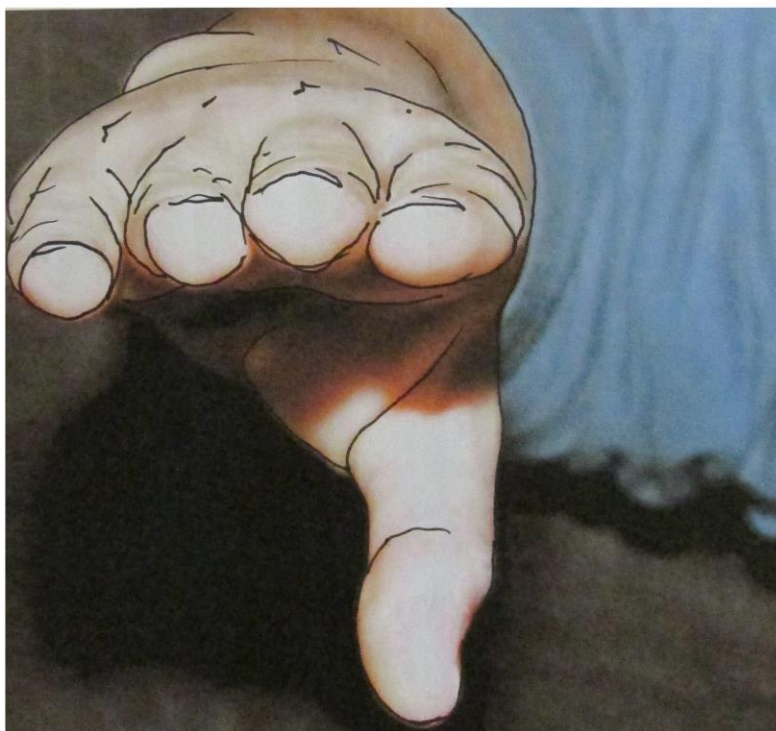
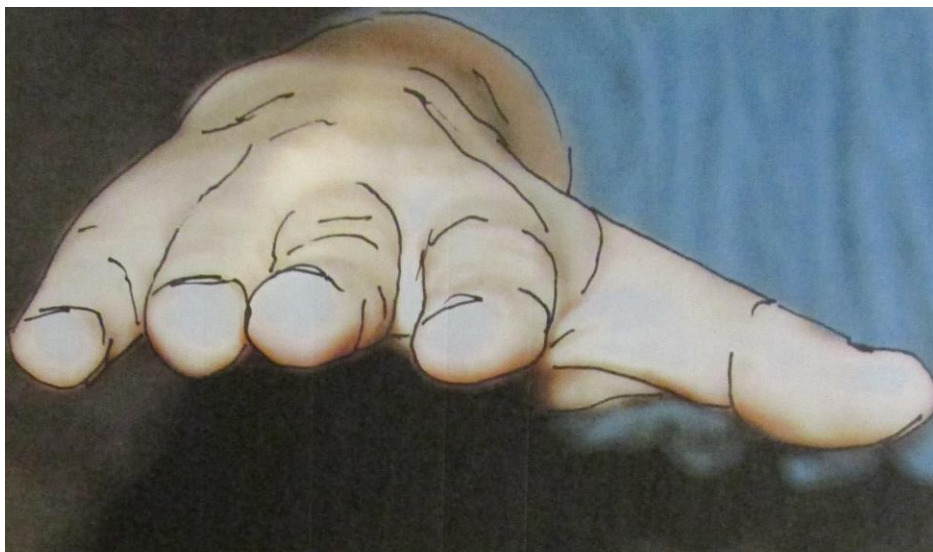
Anexo XI – Prótese Raptor Reloaded
(do autor)



Anexo XII – Desenhos do sistema de dobradiça
(do autor)



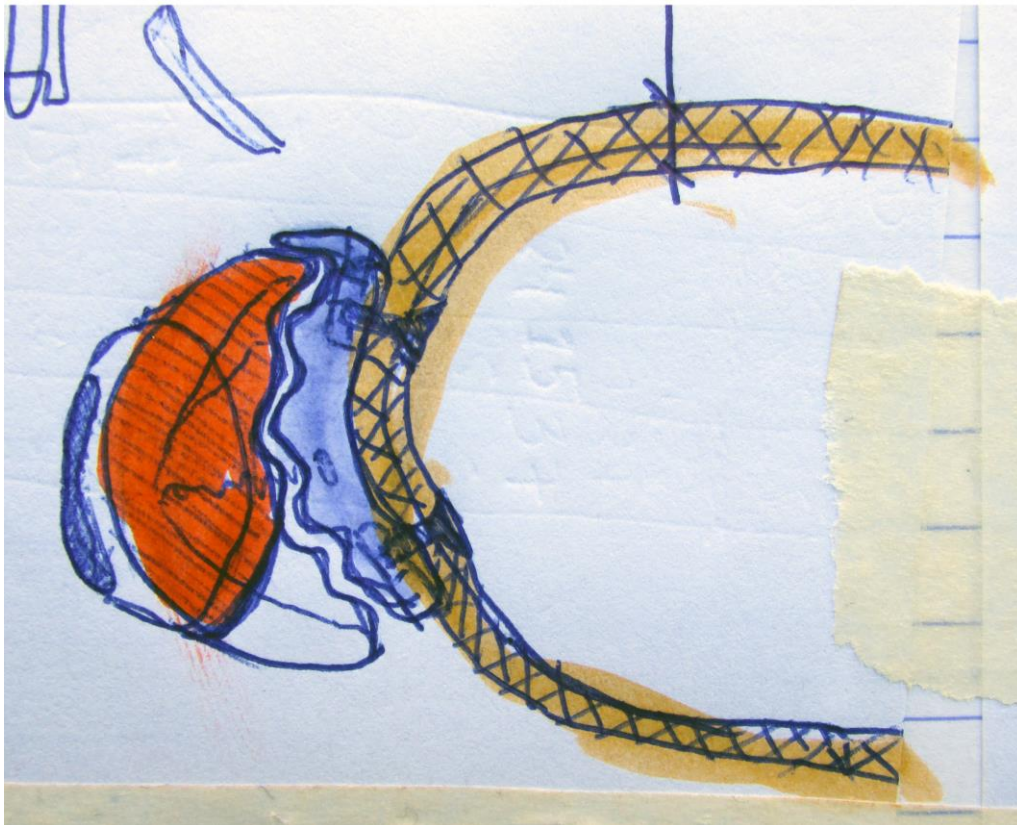
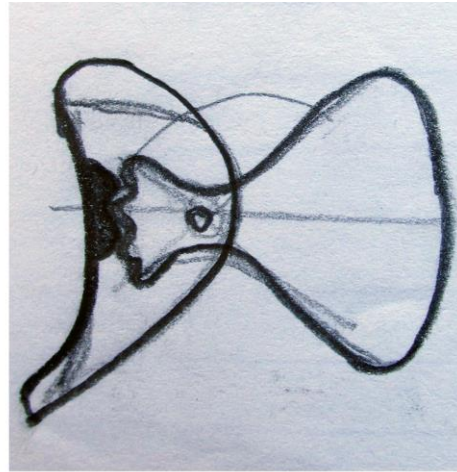
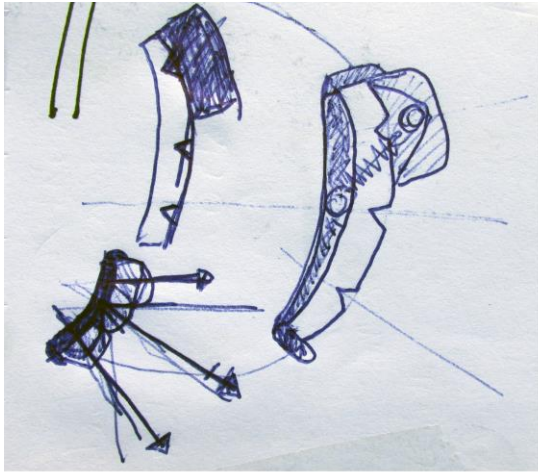
Anexo XIII – Rotação do Polegar
(do autor)



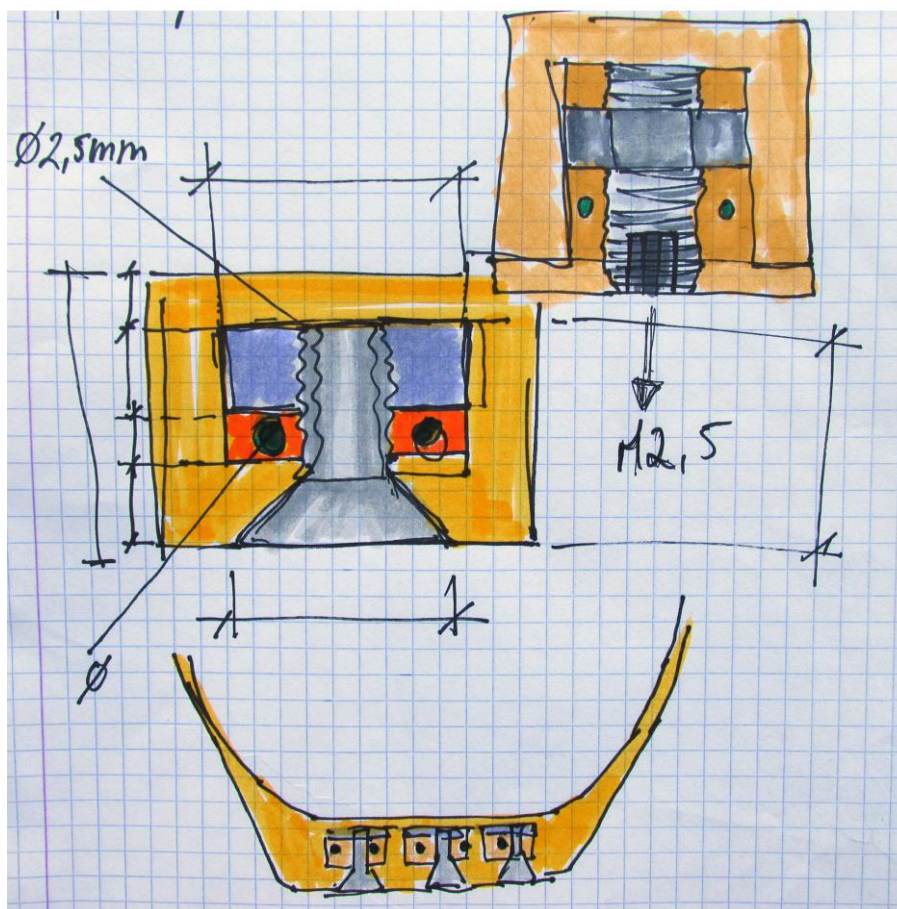
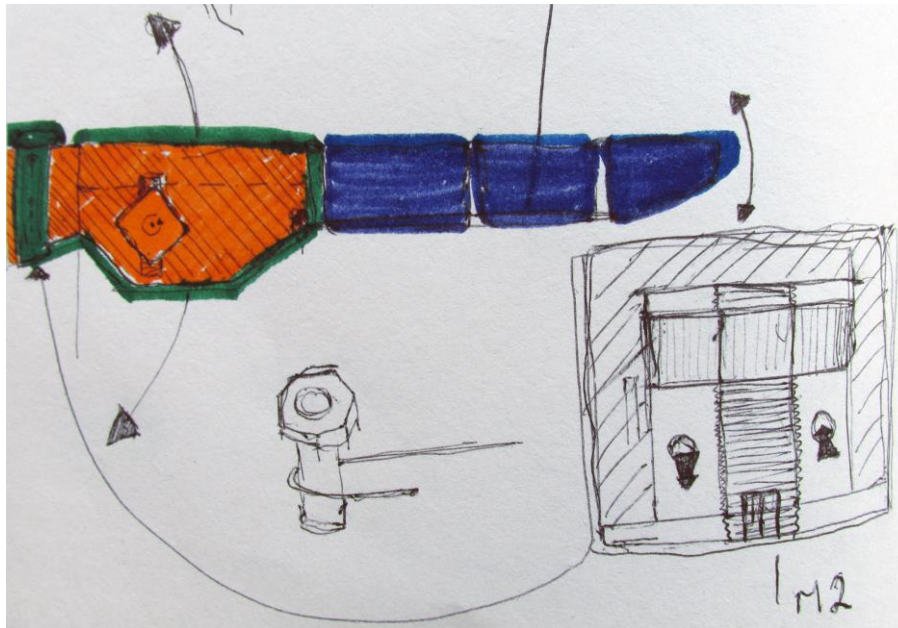
Anexo XIV – Primeira iteração – conceito da luva

Desenho do sistema de polegar

(do autor)



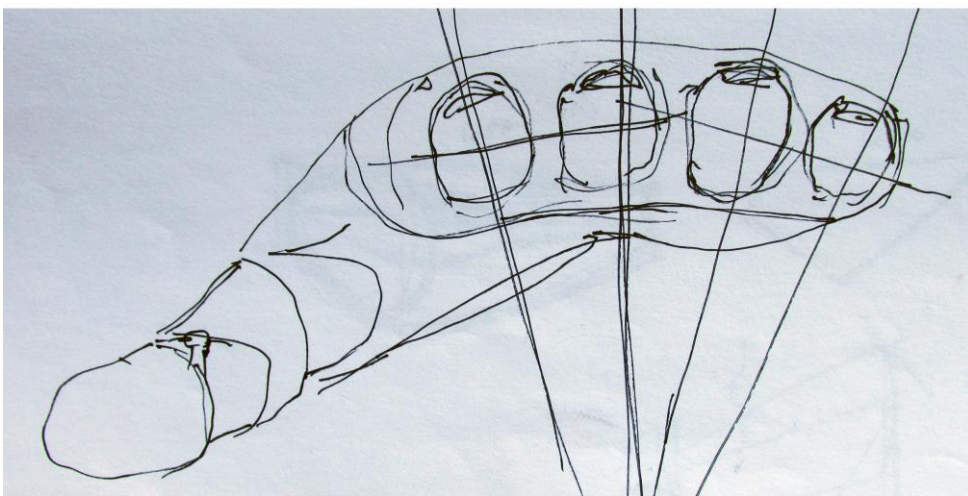
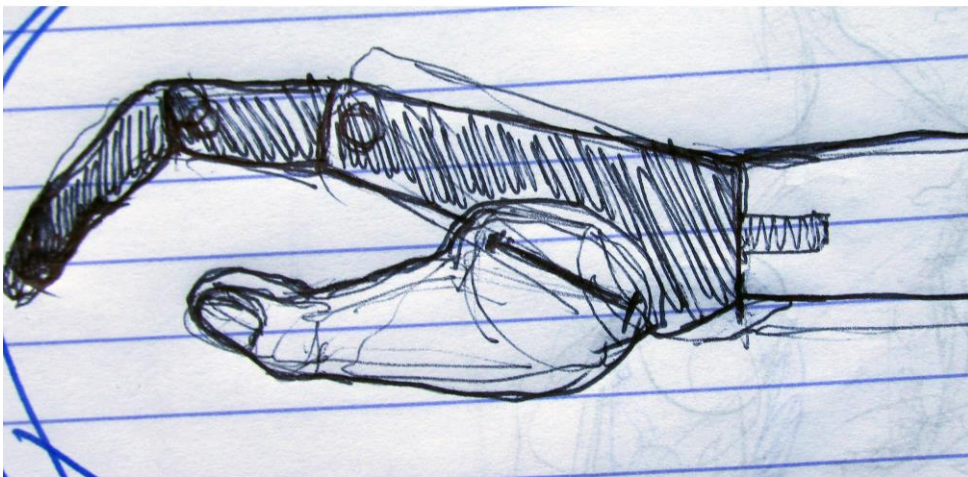
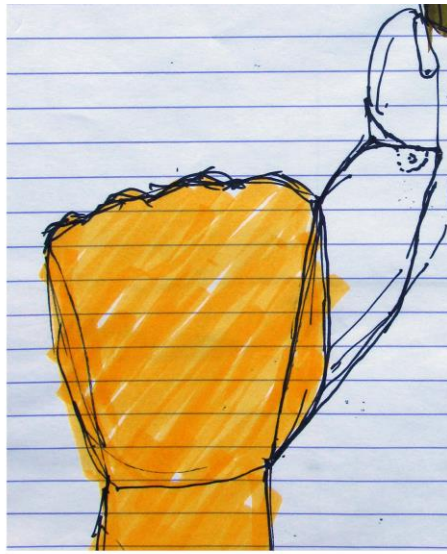
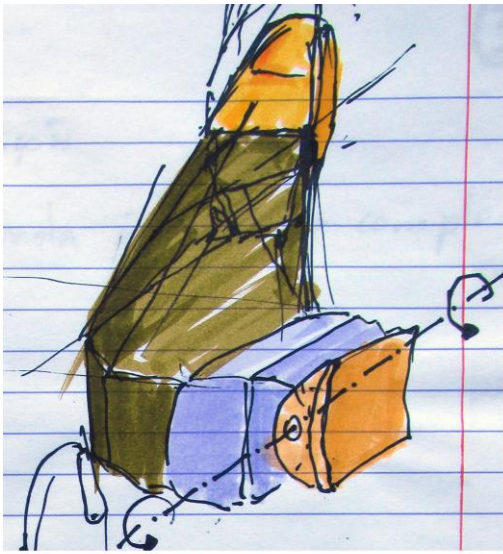
Desenhos do funcionamento da prótese e sistema de fixação do fio na
bracelete
(do autor)



Maquetas da solução construtiva encontrada
(do autor)



Anexo XV – Desenhos de estudo da rotação e fixação do polegar
(do autor)



Anexo XVI – Fotografias do Produto Apresentado

